

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ПСИХОАКУСТИКА

ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для студентів,
які навчаються за спеціальністю 171 Електроніка*

КИЇВ
2020

УДК 534.7

Психоакустика: Лабораторний практикум. [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 171 Електроніка / КПІ ім. Ігоря Сікорського; укл.: С. А. Найда, Т. М. Желяскова. – Електронні текстові дані (1 файл: 5,18 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 84 с.

Електронне мережне навчальне видання

ПСИХОАКУСТИКА

Лабораторний практикум

Укладачі: *Найда Сергій Анатолійович*, д-р техн. наук, проф.

Желяскова Тетяна Миколаївна, канд. техн. наук

Відповідальний редактор *Продеус А. М.*, д-р техн. наук, проф.

Рецензент *Трапезон К. О.*, канд. техн. наук, доц., доцент кафедри звукотехніки та реєстрації інформації ФЕЛ

За редакцією укладачів

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №1 ОТРИМАННЯ АЕРОЗОЛЮ ЗА ДОПОМОГОЮ СФЕРИЧНОГО ФОКУСУЮЧОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА.	5
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2 ОДЕРЖАННЯ АЕРОЗОЛЮ ЗА ДОПОМОГОЮ ПЛОСКОЇ ПР'ЄЗОПЛАСТИНИ З АКУСТИЧНОЮ ЛІНЗОЮ	13
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №3 ВИВЧЕННЯ ЕХОТОМОСКОПА ЕТС-ЕЛ- 01	21
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №4 РОБОТА З ЕХОТОМОСКОПОМ ЕТС-ЕЛ- 01	23
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕДИЧНОГО ДАЛЕКОМІРА (А- ЛОКАТОРА).....	30
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №6 ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ ГОЛОСНИХ ЗВУКІВ “А” ТА “У”.....	40
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 7 ДОСЛІДЖЕННЯ СЛУХУ ЗА ДОПОМОГОЮ АУДІОМЕТРА.....	52
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №8 ДОСЛІДЖЕННЯ БИТТІВ.....	70
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 9 ОЗНАЙОМЛЕННЯ З ПРИЛАДОМ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ТЕЛЕФОНІВ ТА РОБОТА З НИМ	77
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	82

ВСТУП

Курс «Психоакустика» є одним з базових для магістрів спеціальності 171 Електроніка, освітньої програми “Акустичні електронні системи та технології обробки акустичної інформації”. Курс має своєю метою надати студентам базові відомості про принципи побудови медичних та біоакустичних приладів і систем, приладів діагностики слуху.

Першочерговою задачею є вивчення способів акустичної локації біоструктур на основі специфіки біологічних тканин. В цьому зв’язку вивченню підлягають всі відомі способи побудови апаратів УЗІ. Розглядаються також перспективні напрямки розвитку акустичних приладів і апаратів.

Наступне суттєве питання – вивчення акустичних приладів контролю і реабілітації слуху та мови.

Послідовний розгляд всіх питань курсу дозволяє магістрам обґрунтовано підходити до проектування і розрахунку медичних акустичних приладів та систем з оптимальними характеристиками.

Лабораторна робота №1

Отримання аерозолі за допомогою сферичного фокусуючого перетворювача

Мета роботи - дослідити методи фокусування ультразвуку, виміряти інтенсивність і випромінювану потужність, ознайомитися з принципами роботи ультразвукового інгалятора.

1.1. Теоретичні відомості

Аерозолі лікарських препаратів дуже ефективні при профілактиці і терапії органів дихання.

Відомо про різні методи одержання лікувальних аерозолів: це пневматичні розпилювачі, підігрівачі-пароутворювачі, плунжерні системи.

Ультразвукові методи розпилення ліків мають істотні переваги перед іншими, вони дозволяють одержати високу дисперсію часток (до $0,5 \cdot 10^{-6}$ м), мають малу витрату препарату, не призводять до його термічного розкладання.

Встановлено, що для генерації часток аерозолі необхідний ультразвук інтенсивністю (10-40) Вт/см². Одержати такі інтенсивності можна, сфокусувавши слабкі акустичні поля. Якщо фокус сумістити з границею розділу рідина-повітря, то під дією радіаційного тиску виникає рідинний фонтан і аерозольний туман. Фізика утворення туману поки що цілком не вивчена, але отримані емпіричні і напівемпіричні результати дозволяють установити залежність діаметра часток від частоти ультразвуку:

$$d = 0.48 \sqrt[3]{2\pi\sigma/\rho f^2}, \quad (1)$$

де d - діаметр часток рідини в аерозолі,

σ - коефіцієнт поверхневого натягу,

ρ - густина рідини,

f - частота.

Існує декілька методів фокусування: амплітудний і фазовий.

Амплітудний метод допускає цілеспрямоване відхилення від просторової

однорідності функції збудження в межах апертури перетворювача. Амплітудний розподіл подавляє бічні пелюстки в структурі акустичного пучка і поліпшує просторову направленість.

Фазовий метод більш ефективніший і полягає у введенні заданого закону розподілу фази збуджуваного сигналу в межах апертури перетворювача. На практиці такий метод реалізується за допомогою різних способів. Перш за все фокусування досягається шляхом надання певної форми електроакустичному перетворювачу. Найчастіше це п'єзопластина у вигляді сферичного сегмента, рис.1. Застосування акустичних лінз (рефлекторів) дозволяє трансформувати плоскі хвилі в хвильові фронти, що сходяться, і використовувати як активні елементи – дешеві плоскі п'єзоперетворювачі. Істотною перевагою застосування лінз є ізоляція п'єзоелемента від лікарських препаратів, відсутність можливості проникнення важких металів в організм людини. До недоліків варто віднести складності узгодження хвильових опорів і аберації хвиль, що збігаються у фокусі.

Одним з параметрів, що визначають якість фокусування системи, є коефіцієнт підсилення по тиску. Він розраховується як відношення звукового тиску в центрі фокальної плями до звукового тиску на поверхні п'єзоперетворювача.

Іншим важливим параметром фокусування є радіус дифракційного кружка (кружка Ері), що залежить від співвідношення між довжиною хвилі, апертурою і фокусною відстанню.

Сферичний фокусуючий перетворювач .Впливаючи з геометричної променевої теорії, сферичний фокусуючий перетворювач створює сфокусований пучок в околиці центра своєї кривизни (геометричний фокус). Фокусна відстань дорівнює радіусу кривизни R , рис. 1.

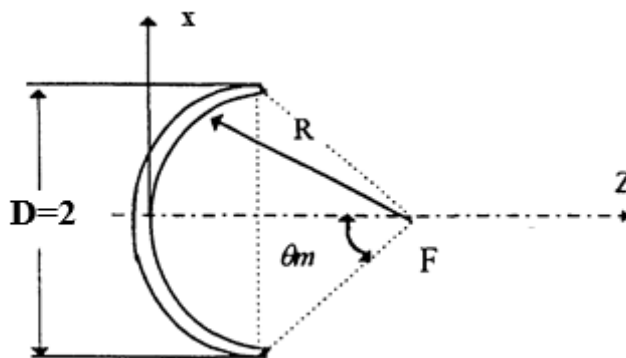


Рис.1

Амплітуда звукового тиску P_F у геометричному фокусі дорівнює:

$$P_F = -ikP_s F (1 - \cos\theta_m) e^{-i(\omega t - kF)},$$

$$\theta_m = \arcsin(D/2F), \quad (2)$$

де P_s - амплітуда звукового тиску на поверхні перетворювача,

θ_m - апертурний кут,

$D=2a$ - апертура перетворювача,

a - радіус зіниці перетворювача,

k - хвильове число,

ω - кругова частота.

Тут фокус F сполучений з початком координат $Z=0$.

Значення $Z=\pm Z_0$, при яких $P(Z)$ дорівнює нулю, визначають довжину фокальної зони й обчислюються зі співвідношення:

$$\sin\left(kZ_0 \frac{1 - \cos\theta_m}{2}\right) = 0; \quad kZ_0 \frac{1 - \cos\theta_m}{2} = \pi,$$

$$Z_0 = \frac{\lambda\pi}{2\pi} \cdot \frac{2}{1 - \cos\theta_m} = \frac{\lambda}{1 - \cos\theta_m}. \quad (3)$$

Звідси випливає, що зменшення апертурного кута приводить до подовження фокальної зони і при $\theta_m \rightarrow 0$ дорівнює нескінченності.

Найкраще фокусування досягається при $\theta_m = \pi$:

$$2Z_0 = \lambda.$$

Для замкнутої сфери фокальна область являє собою кулю, перетин якої має форму кола радіусом r і називається кружком Ері:

$$r = 0.61F\lambda /a.$$

У випадку не замкнутого перетворювача фокальна область набуває форму еліпсоїда.

1.2. Вимірювання випромінюваної ультразвукової потужності

В основу вимірювання ультразвукової потужності покладений метод виміру радіаційного тиску, що виникає на границі розділу двох середовищ. У методі зрівноважування поплавка ультразвукова хвиля, випромінювана перетворювачем 1, (рис. 2) створює радіаційний тиск на границі розділу поплавків - рідина (2,3 відповідно). Виникаюча при цьому виштовхуюча сила F піднімає поплавок на деяку висоту h .

Конструкція поплавка припускає наявність повітряного зазору, що дозволяє одержати коефіцієнт відбиття по тиску рівний +1.

Якщо розміри поплавка набагато більше довжини хвилі, а ультразвукові хвилі падають нормально до його поверхні, то акустична потужність пропорційна висоті h :

$$W_a = h \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot \frac{\rho g c}{2}, \quad (4)$$

де d - діаметр трубки поплавка,

ρ , c - густина і швидкість звуку в рідині, $g=9.8 \text{ м/с}^2$.

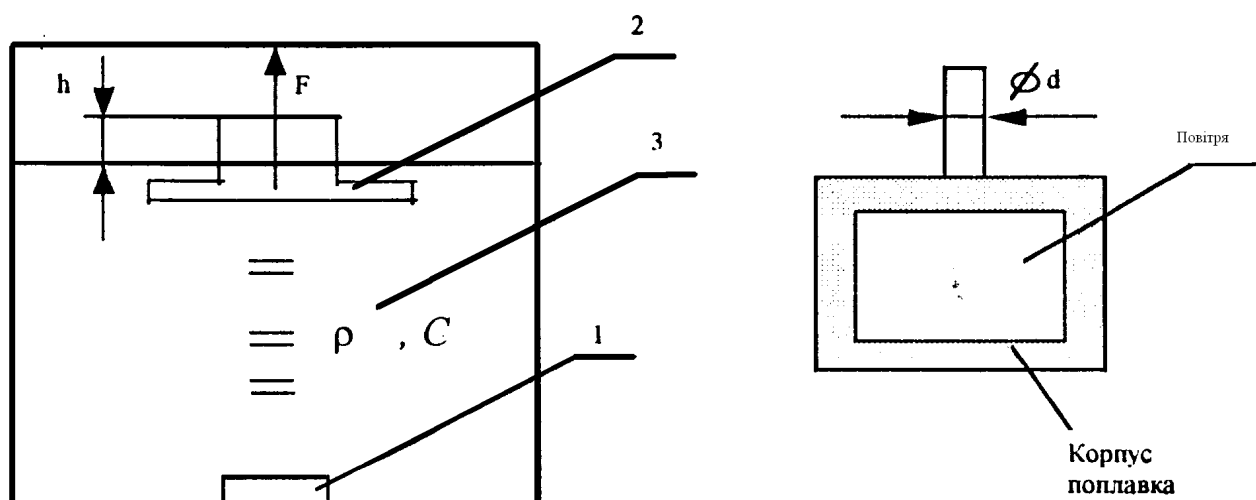


Рис.2

1.3. Завдання

1.1 Розрахувати, використовуючи співвідношення (2), (3), коефіцієнт підсилення сферичного сегмента і довжину фокальної області. Вихідні дані по сферичному сегменту одержати у викладача.

1.2 Визначення довжини фокальної області.

Заповнити ультразвуковий вузол рідиною (водою) до фокуса. Ввімкнути макет приладу. Настроїтися на максимум фонтана. Поступово, доливаючи (зменшуючи) рівень рідини, досягти зникнення фонтана. Виміряти по шкалі довжину фокальної області. Порівняти отримані результати з розрахунковими.

1.3. Зібрати схему (рис. 3) для вимірювання акустичної, електричної потужності сферичного сегмента.

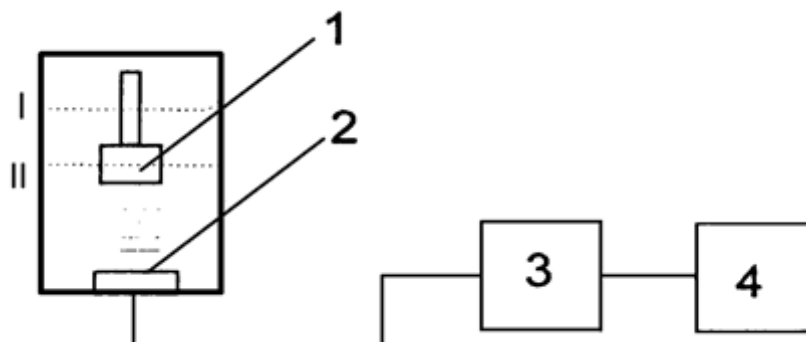


Рис.3.

1.3.1 Наповнити ультразвуковий вузол водою до риски | , при якій поверхня води збігається з фокальною площиною.

Змінюючи частоту f генератора 4 поблизу механічного резонансу перетворювача 2, виміряти за допомогою ватметра 3 (дивися додаток 1) споживану електричну потужність W_e і висоту фонтана h . Побудувати графіки залежності $h=h(f)$, $W_e=W(f)$, $h=h(W)|_{f=f_0}$.

1.3.2 Наповнити ультразвуковий вузол водою до риски || . Опустити вимірювальний поплавок 1 у воду.

Підстроюючи частоту f генератора, виміряти висоту впливу поплавця й електричну потужність. Розрахувати по формулі (4) акустичну потужність W_a і КПД ($\eta = W_a/W_e$).

Побудувати графіки $W_a=W(f)$, $W_e=W(f)$, $\eta=\eta(f)$.

Розрахувати максимальну інтенсивність УЗ пучка в фокальній площині, якщо відомий радіус кружка E_1 .

Зробити висновки по роботі.

1.4. Контрольні питання

1. З якою метою застосовується аерозоль у медицині?
2. Методи фокусування ультразвуку. Основні характеристики фокусуючих систем.
3. У чому полягає принцип виміру акустичної потужності за допомогою методу поплавка? Які методи виміру енергетичних характеристик ультразвуку вам відомі?

Додаток до лабораторної роботи №1

Вимірювання електричної потужності, яка підводиться до п'єзовипромінювача

Вираз для середньої по часу потужності, яка споживається п'єзовипромінювачем, що удає з себе в загальному випадку комплексне навантаження, має вигляд:

$$W_e = I_{n|n} (t) U_{n|n} (t), \quad (д.1)$$

$$W_e = I_{n|n \text{ еф}} U_{n|n \text{ еф}} \cos(I, U), \quad (д.2)$$

$$W_e = \frac{1}{2R} (U_{2\text{еф}}^2 - U_{R\text{еф}}^2 - U_{n|n\text{еф}}^2), \quad (д.3)$$

де $I_{n|n \text{ еф}}$, $U_{n|n \text{ еф}}$ – ефективне значення струму і напруги на п'єзовипромінювачі; $U_{2\text{еф}}$ - $U_{R\text{еф}}$ - ефективне значення напруги на виході генератора та на опорі R , що включений послідовно з п'єзовипромінювачем.

Для вимірювання потужності по формулі (д.3) потрібно три вольтметри, тому метод називається методом трьох вольтметрів.

Для вимірювання потужності по формулі (д.2) при умові $R \ll |Z|$ ($|Z|$ - модуль електричного імпедансу п'єзовипромінювача) потрібно 2 вольтметра та фазометр.

Для вимірювання потужності по формулі (д.1) необхідно перемножити значення струму і напруги та результат усереднити. Найбільш розповсюджена схема множення двох напруг використовує формулу:

$$U_1 U_2 = \frac{1}{4} [(U_1 + U_2)^2 - (U_1 - U_2)^2]. \quad (д.4)$$

Споживана електрична потужність в цій лабораторній роботі вимірюється за допомогою ВЧ ватметру, що складається з :

- 1) трансформатору струму у якості датчика значення струму у ланцюзі п'єзовипромінювачу;
- 2) балансної (кільцевої) діодної схеми для перемноження значень струму і напруги;
- 3) дільника напруги п'єзовипромінювача;

4) мікроамперметру постійного струму.

Елементи ВЧ ватметру розраховані для отримання лінійної вихідної характеристики у заданих інтервалах вимірювання струму та напруги п'єзовипромінювача, яка має вигляд:

$$W_{\epsilon} = 0.065 I = [\text{ВТ}],$$

де I = - струм в [мкА].

Лабораторна робота №2

Одержання аерозолію за допомогою плоскої п'єзопластини з акустичною лінзою

Мета роботи - дослідити методи фокусування ультразвуку, виміряти інтенсивність і випромінювану потужність, ознайомитися з принципами роботи ультразвукового інгалятора.

2.1. Теоретичні відомості

Аерозолі лікарських препаратів дуже ефективні при профілактиці і терапії органів дихання.

Відомі різні методи одержання лікувальних аерозолів: це пневматичні розбризкувачі, підігрівачі-пароутворювачі, плунжерні системи.

Ультразвукові методи розпилення ліків мають істотні переваги перед іншими, вони дозволяють одержати високу дисперсію часток (до $0,5 \cdot 10^{-6}$ м), мають малу витрату препарату, не приводять до його термічного розкладання.

Встановлено, що для генерації часток аерозолію необхідний ультразвук інтенсивністю (10-40) Вт/см². Одержати такі інтенсивності можна, сфокусувавши слабкі акустичні поля. Якщо фокус сумістити з границею розділу рідина-повітря, то під дією радіаційного тиску виникає рідинний фонтан і аерозольний туман. Фізика утворення тумана доки цілком не вивчена, але отримані емпіричні і напівемпіричні результати дозволяють установити залежність діаметра часток від частоти ультразвуку:

$$d = 0.48 \sqrt[3]{2\pi\sigma/\rho f^2}, \quad (1)$$

де d - діаметр часток рідини в аерозолі,

σ - коефіцієнт поверхневого натягу,

ρ - густина рідини,

f - частота.

Існує декілька методів фокусування: амплітудний і фазовий.

Амплітудний метод допускає цілеспрямоване відхилення від просторової

однорідності функції збудження в межах апертури перетворювача. Амплітудний розподіл подавляє бічні пелюстки в структурі акустичного пучка і поліпшує просторову спрямованість.

Фазовий метод більш ефективний і полягає у введенні заданого закону розподілу фази збуджуваного сигналу в межах апертури перетворювача. На практиці такий метод реалізується за допомогою різних способів. Перш за все фокусування досягається шляхом надання певної форми електроакустичному перетворювачу. Найчастіше це – п'єзопластина у вигляді сферичного сегмента. Застосування акустичних лінз (рис.1) (рефлекторів) дозволяє трансформувати плоскі хвилі в хвильові фронти, що сходяться, і використовувати як активні елементи – дешеві плоскі п'єзоперетворювачі. Істотною перевагою застосування лінз є ізоляція п'єзоелемента від лікарських препаратів, відсутність можливості проникнення важких металів в організм людини. До недоліків варто віднести складності узгодження хвильових опорів і аберації хвиль, що збігаються у фокусі.

Одним з параметрів, що визначають якість фокусування системи, є коефіцієнт підсилення по тиску. Він розраховується як відношення звукового тиску в центрі фокальної плями до звукового тиску на поверхні п'єзоперетворювача.

Іншим важливим параметром фокусування є радіус дифракційного кружка (кружка Ері), що залежить від співвідношення між довжиною хвилі, апертурою і фокусною відстанню:

$$r = 0.61F\lambda /a.$$

Сферична лінза.

Перетворення плоского хвильового фронту у фронт, що збігається можна здійснити за допомогою акустичної лінзи (рис.1).

Розподіл амплітуди тиску вздовж осі Z описується виразом:

$$|P(Z)| = |P_F| \cdot \left| \frac{\sin(kZ \frac{1 - \cos\theta_m}{2})}{kZ \frac{1 - \cos\theta_m}{2}} \right|. \quad (4)$$

Графік функції $|P(Z)|$ приведений на рис. 2.

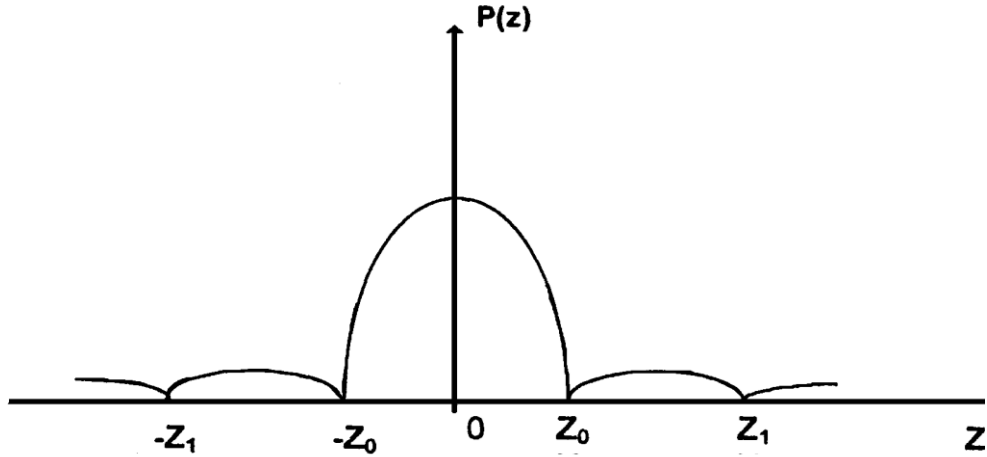


Рис. 2.

Значення $Z = \pm Z_0$, при яких $P(Z)$ дорівнює нулю, визначають довжину фокальної зони й обчислюються зі співвідношення:

$$\sin\left(kZ_0 \frac{1 - \cos\theta_m}{2}\right) = 0; \quad kZ_0 \frac{1 - \cos\theta_m}{2} = \pi,$$

$$Z_0 = \frac{\lambda\pi}{2\pi} \cdot \frac{2}{1 - \cos\theta_m} = \frac{\lambda}{1 - \cos\theta_m}.$$

Фокусна відстань F лінзи визначається виразом:

$$F = R/(1-n), \quad (5)$$

де R - радіус кривизни лінзи;

$n = c_2/c_1$ - співвідношення швидкостей звуку в робочому середовищі і матеріалі лінзи.

Плосковвігнуті лінзи зі сферичною поверхнею мають велику сферичну аберацію.

Однією з причин появи сферичної аберації є величина кута заломлення променя, що виходить з лінзи. При наближенні фокуса до центра кривизни, кути між променями і нормальними до поверхні лінзи зменшуються (рис. 1). У межі, коли $n \rightarrow 0$ фокус F збігається з радіусом кривизни лінзи R , а сферична аберація відсутня.

Можна зробити висновок, що сферична лінза ефективно працює при малих значеннях коефіцієнта заломлення і малих кутових апертурах θ_m .

Для виключення сферичної аберації варто надати поверхні ввігнутої лінзи таку форму, щоб на її виході утворився сферичний фронт, що збігається, з центром у фокусі F .

Рівняння твірної поверхні складається з умови рівності часу приходу променів у фокус лінзи. Взявши два промені - один осьовий OF , а другий довільний (наприклад BCF), зрівнюємо час пробігу звукових хвиль:

$$\frac{OF}{c_2} = \frac{BC}{c_1} + \frac{\sqrt{OB^2 + DF^2}}{c_2}.$$

Перейдемо до прийнятих позначень:

$$\frac{F}{c_2} = \frac{Z}{c_1} + \frac{\sqrt{X^2 + (F - Z)^2}}{c_2}.$$

Вирішуючи останнє, знайдемо твірну безабераційної лінзи:

$$Z = \frac{1 - \sqrt{1 - 4 \cdot (X/D)^2 \cdot (1 - c_2^2/c_1^2)}}{2(1 - c_2^2/c_1^2)} \cdot D. \quad (6)$$

де Z , X - координати твірної, D - апертура лінзи.

Для приосьових променів твірні безабераційної і сферичної лінз практично збігаються. Тому скориставшись співвідношеннями (3) і (5), одержимо вирази для коефіцієнта підсилення лінзи:

$$K_p = \frac{\pi \cdot R}{\lambda} (1 - c_2/c_1). \quad (7)$$

2.2. Вимірювання випромінюваної ультразвукової потужності

В основу виміру ультразвукової потужності покладений метод вимірювання радіаційного тиску, що виникає на границі розділу двох середовищ. У методі зрівноважування поплавок ультразвукова хвиля, випромінювана перетворювачем 1, (рис. 2) створює радіаційний тиск на границі розділу поплавок – рідина (2,3 відповідно). Виникаюча при цьому виштовхуюча сила F , піднімає поплавок на деяку висоту h .

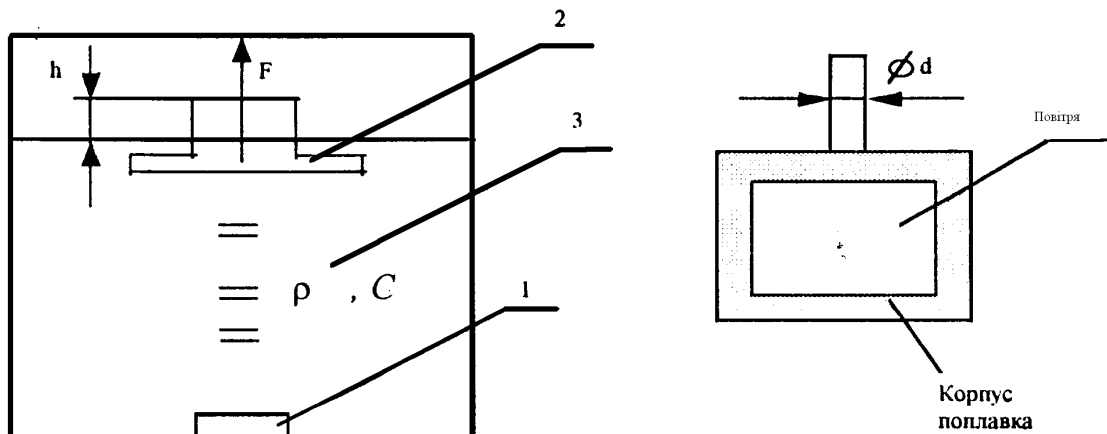


Рис.2.

Конструкція поплавка припускає наявність повітряного зазору, що дозволяє одержати коефіцієнт відбиття по тиску рівний +1.

Якщо розміри поплавка набагато більше довжини хвилі, а ультразвукові хвилі падають нормально до його поверхні, то акустична потужність пропорційна висоті h :

$$W_a = h \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot \frac{\rho g c}{2}, \quad (8)$$

де d - діаметр трубки поплавця,

ρ, c - густина і швидкість звуку в рідині,

$g=9.8 \text{ м/с}^2$.

2.3. Завдання

1.1 Розрахувати, використовуючи співвідношення (7), коефіцієнт підсилення лінзи і довжину фокальної області ($Z=\pm Z_0$). Вихідні дані по лінзі одержати у викладача.

1.2 Визначення довжини фокальної області.

Заповнити ультразвуковий вузол рідиною (водою) до фокуса. Ввімкнути макет приладу. Налаштуватися на максимум фонтана. Поступово, доливаючи (зменшуючи) рівень рідини, домогтися зникнення фонтана. Замірити по шкалі довжину фокальної області. Порівняти отримані результати з розрахунковими.

1.3. Зібрати схему (рис. 3) для виміру акустичної, електричної потужності п'єзoeлементу з лінзою.

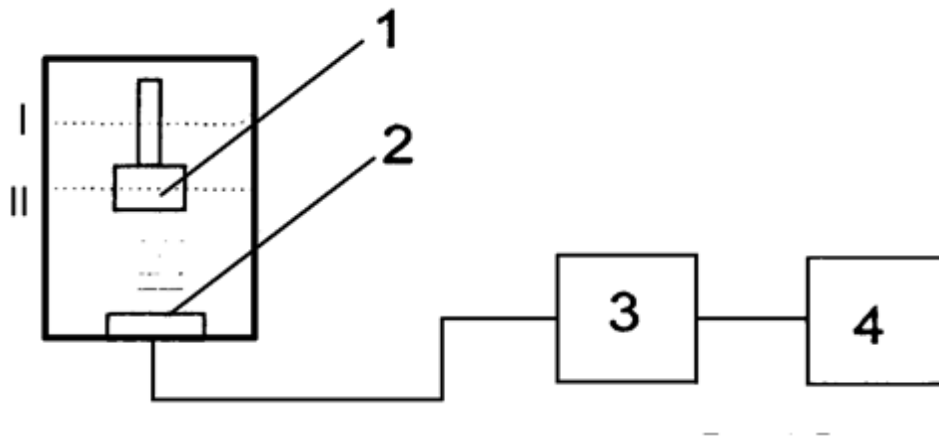


Рис.3.

1.3.1 Наповнити ультразвуковий вузол водою до риски I, при якій поверхня води збігається з фокальною площиною.

Змінюючи частоту f генератора 4 поблизу механічного резонансу перетворювача 2, виміряти за допомогою ватметра 3 (дивися додаток 1) споживану електричну потужність W_e і висоту фонтана h . Побудувати графіки залежності $h=h(f)$, $W_e=W(f)$, $h=h(W)|_{f=f_0}$.

1.3.2 Наповнити ультразвуковий вузол водою до риски II. Опустити вимірювальний поплавок 1 у воду.

Підстроюючи частоту f генератора, виміряти висоту впливу поплавця й електричну потужність. Розрахувати по (4) акустичну потужність W_a і КПД ($\eta = W_a/W_e$).

Побудувати графіки $W_a=W(f)$, $W_e=W(f)$, $\eta=\eta(f)$.

Розрахувати максимальну інтенсивність УЗ пучка в фокальній площині, якщо відомий радіус кружка E_{pi} .

Зробити висновки по роботі.

2.4. Контрольні питання

1. З якою метою застосовується аерозоль у медицині?
2. Методи фокусування ультразвуку. Основні характеристики фокусуючих систем.
3. У чому полягає принцип вимірювання акустичної потужності за допомогою методу поплавка? Які методи виміру енергетичних характеристик ультразвуку вам відомі?

Лабораторна робота №3

Вивчення ехотомоскопа ЕТС-ЕЛ-01

Мета роботи - вивчити технічні характеристики, будову і роботу ехотомоскопа ЕТС-ЕЛ-01.

3.1 Завдання 1

За технічним описом і інструкцією з експлуатації вивчити технічні характеристики ехотомоскопа.

1.1. Розрахувати довжину хвилі і сумарне загасання акустичних хвиль при максимальній глибині зондування. Пояснити вибір робочої частоти.

1.2. Привести графіки коливань ультразвукового п'єзоперетворювача і збуджуючого електричного імпульсу.

Знаючи довжину "мертвої" зони приладу, розрахувати добротність і смугу пропускання ультразвукового перетворювача. При цьому скористатися співвідношеннями:

$$u_n = u_e^{-\delta t_m} ; Q = \frac{\omega_0}{2\delta} = \frac{\omega_0}{\Delta\omega} ;$$

де u_n - амплітуда граничної напруги на п'єзоперетворювачі ($U=10^{-5}V$);

u - амплітуда напруги збуджуючого імпульсу ($U=110 V$);

δ - показник загасання;

t_m - часова довжина "мертвої" зони;

$\omega_0; \Delta\omega$ - робоча частота і смуга пропускання.

1.3. Підтвердити розрахунками відповідність глибини зондування і розподільної здатності відповідним електричним параметрам.

3.2. Завдання 2

Ознайомитися з принципом роботи приладу.

2.1. Замалювати (схематично) групу п'єзоелементів лінійних решіток,

що беруть участь у формуванні строки растрового зображення.

Пояснити, як лінійними решітками з 80 елементів вдається одержати в режимі "Фокус 2" 128 строк.

2.2. Розрахувати час формування ультразвукового кадру T_k , скориставшись співвідношенням:

$$T_k = T \cdot N,$$

де T - період проходження імпульсів,

N - кількість строк у растрі.

2.3. Загальна довжина матриці з 80 п'єзоелементів складає 90 мм.

Розрахувати максимальний час затримки, який необхідно ввести в лінійну групу п'єзоперетворювачів для роботи в режимі "Фокус 2".

2.4. Використовуючи величину повного загасання, отриманого в п.1.1 запропонувати залежність ЧАРП (ВАРУ) від глибини зондування. Замалювати цю залежність.

3.3. Завдання 3

Вивчити будову ехотомоскопа.

3.1. Вивчити функції, що виконуються блоками ультразвукових п'єзоперетворювачів, прийомопередатчиків, перетворюючим і індикаторним. Замалювати структурну схему приладу.

3.2. Ознайомитися з панеллю керування ехотомоскопом.

3.3. По інструкції вивчити порядок підготовки приладу до роботи.

Зміст звіту:

У звіті привести схеми, розрахунки і графіки відповідно до завдання 1, 2, 3.

3.4. Контрольні питання

1. Які види сканування застосовуються в УЗ діагностиці?
2. Які існують методи збільшення кількості числа строк УЗ зображення?
3. В чому полягає режим динамічного фокусування? Чи він присутній в ехотомоскопі ЕТС-ЕЛ-01?

Лабораторна робота №4

Робота з ехотомоскопом ЕТС-ЕЛ-01

Мета роботи – придбання навичок практичної роботи з ехотомоскопом ЕТС-ЕЛ-01.

4.1. Теоретичні відомості

4.1.1. Призначення приладу

Ехотомоскоп ЕТС-ЕЛ-01 (прилад) є ультразвуковим діагностичним апаратом з цифровою пам'яттю і мікропроцесорним керуванням, який призначений для візуального спостереження в реальному масштабі часу на екрані індикатора телевізійного типу з наступною фотореєстрацією поперечних перерізів досліджуваних органів, а також визначення їх розмірів і взаємного розташування.

Область застосування – діагностика в акушерсько-гінекологічній практиці і клініці внутрішніх хвороб у багатoproфільних медичних закладах, міських лікарнях, жіночих консультаціях і діагностичних районних центрах.

Протипоказань до застосування ультразвукового обстеження даним приладом немає.

4.1.2. Загальні вказівки по роботі з приладом

Роботу з приладом починайте після ознайомлення з дійсною інструкцією.

Перед включенням приладу перевірте наявність робочого заземлення.

Під час проведення обстеження необхідно стежити за правильною роботою приладу. У випадку виявлення будь-яких неполадок негайно припинити роботу і виключити прилад. Не дозволяйте пацієнту доторкатися до корпусу приладу. Не загороджуйте вентиляційні отвори на приладі.

Якщо прилад установлений поблизу від рентгенологічних установок і потужних генераторів, на зображенні можуть з'явитися завади.

При роботі з ультразвуковим перетворювачем (УЗП) оберігайте його, і особливо робочу поверхню, від механічних ушкоджень. Категорично забороняється занурювати УЗП у воду чи інші рідини.

По закінченню роботи з приладом вимкніть його, очистіть УЗП від змащення.


Для дезінфекції УЗП потрібно протерти його ватним тампоном, змоченим у 1% розчині “Дихлор1”.

Для проведення ехоскопічних досліджень не потрібно складної підготовки хворого. Дослідження можна проводити при положенні хворого лежачи і сидячи.


При необхідності хворого укладають (чи саджають) на каталку з гідравлічним підйомником чи на кушетку. Прилад встановлюється ліворуч від хворого. Зафіксуйте положення приладу за допомогою стопорів, натиснувши на них ногою. Роботу з приладом варто проводити в затемненому приміщенні. Оберегайте екрани індикаторного блоку від прямих сонячних променів.


4.1.3. Методика проведення ехоскопічних досліджень

Підготовку приладу до роботи слід проводити в такій спосіб.

Перевірте наявність робочого заземлення приладу. Установіть ручки “

Включіть прилад, натиснувши на кнопку МЕРЕЖА блоку прийомопередатчиків (нижній блок). Включення приладу індикуюється світлодіодом, розташованим праворуч від кнопки МЕРЕЖА. Натисніть 2-3 рази на кнопку СТАРТ, розташовану в лівому нижньому куті перетворювального блоку.


На екрані індикатора з'явиться після 3-5 хвилинного прогріву початкове зображення. Відрегулюйте яскравість і контрастність зображення на екрані індикатора ручками “

У випадку нестійкості, чи відсутності зображення досягніть якісного зображення потенціометрами ЧАСТОТА РЯДКА і “

Перевірте працездатність УЗП. Для цього:

- нанесіть на довгу сторону тест-об'єкта, що входить у комплект приладу, шар вазеліну, чи касторової олії, чи гліцерину;
- встановіть УЗП, попередньо забезпечивши акустичний контакт за допомогою перерахованих вище речовин на тіло пацієнта.

Одержіть на екрані зображення поперечного перерізу досліджуваного органа в реальному масштабі часу (В-ехограма). При цьому забезпечується спостереження по глибині до 185 мм, а ширина зони сканування (чи ширина об'єкта, що спостерігається,) дорівнює 96 мм. Для оцінки розмірів по зображенню ліворуч і зверху є масштабні мітки.

Якщо необхідно одержати зображення дрібних деталей, у приладі передбачене збільшення потрібного фрагменту в два рази. Для цього натисніть на кнопку , при цьому на зображенні з'явиться рамка у вигляді двох паралельних ліній. Ручкою ЗСУВ їх можна переміщати вгору (униз) по зображенню, вибираючи потрібний вам фрагмент. Потім натисніть кнопку "x2". На екрані з'явиться збільшене зображення обраної ділянки.

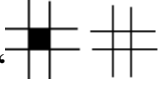
Натиснувши кнопки "x2" і СКИДАННЯ, повернетесь у вихідний режим.

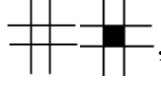
У приладі передбачено три режими фокусування. Якщо необхідно одержати гарне зображення близько розташованих до поверхні тіла органів (до 80-90 мм глибиною залягання), то натисніть кнопку ФОКУС-1. Праворуч від зони зображення на екрані індикатора з'явиться вгорі вертикальна світла лінія. При спостереженні глибоко розташованих об'єктів натисніть кнопку ФОКУС-2. Праворуч від зображення в полі службової інформації з'явиться внизу вертикальна світла лінія.


Натиснувши кнопку ФОКУС 1+2 отримаєте зображення об'єктів з гарною розподільною здатністю по всій глибині. Однак необхідно пам'ятати, що в цьому режимі час сканування збільшується вдвічі, що ускладнює дослідження швидко змінних структур (наприклад робота серця плоду).


Натиснувши на кнопку "В+В", на екрані індикатора можна бачити два зображення В-ехограм, що дозволяє як би "зшивати" зображення об'єктів,



лінійні розміри яких більше ширини зони сканування (тобто більше 96 мм). Одержавши задовільне зображення частини досліджуваного органа, натисніть




кнопку “”, при цьому ліва частина зображення фіксується в цифровій пам'яті (“заморожується”). У правій частині зображення, змінюючи положення УЗП, “зшийте” границі цікавлячого Вас протяжного об'єкта з лівою частиною.

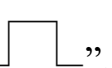
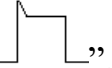

При необхідності можна, натиснувши кнопку “”, “заморозити” праву частину і повторити операції з лівою частиною зображення.




Для просторової прив'язки одержаних зображень з анатомічним розташуванням органів у тілі натисніть, при необхідності, кнопку “” для зміни напрямку сканування.




У лівій частині передньої панелі перетворюючого блоку розташовано дві групи кнопок: ВАРУ і “”.

Кнопки групи ВАРУ розбиті на 6 зон з регулюванням через 3см по глибині. У випадку одержання на зображенні сильних сигналів (велика яскравість фрагмента) на визначеній глибині можна кнопкою “” відповідної зони зменшити посилення. У випадку, якщо посилення на будь-якій глибині не досить, можна його збільшити кнопкою “” відповідної зони.

Кнопками “” і “” зони “” виробляється регулювання загального посилення.


Натискання кнопок “”, “”, “” і “ВАРУ” відповідає різним видам аналогової обробки ехо-сигналу.

При натисканні кнопок “”, “” і “” задається необхідний вид обробки характеристик яскравості зображень. Регулювання діапазону яскравості здійснюється переміщенням за допомогою ручки ЗСУВ маркерів




“|”, “|” і “|” (для цього необхідно натиснути відповідну кнопку групи “ОБРОБКА ЗОБРАЖЕННЯ”).

Використання цих видів обробки можливо тільки при наявності визначених навичок роботи з приладом у оператора.


При натисканні кнопки ПОЗИТИВ-НЕГАТИВ на екрані індикатора встановлюється негативне (темне) чи позитивне (світле) зображення.

Після одержання зображення, його можна “заморозити” (тобто занести в цифрову пам'ять приладу). Для цього необхідно натиснути на кнопку “”. Режим бачимо за допомогою світлодіода.

Подальше дослідження (наприклад, вимір) можна проводити без пацієнта.

У цьому режимі зображення на екрані індикаторів залишається постійним. Можлива тільки зміна характеристик яскравості зображення за допомогою кнопок ПОЗИТИВ/НЕГАТИВ; “”, “”, “” і переміщення відповідних маркерів по клину “сірої” шкали.

Для проведення вимірів:


введіть вимірювальні маркери, натиснувши кнопки “”, “+”(або “X” і “х”);

встановіть ручкою ЗСУВ обрану пару маркерів по зображенню.

На екрані індикаторів, у полі службової інформації, з'являться значення вимірюваних лінійних відстаней.



Для видалення маркерів натисніть кнопку СКИДАННЯ.

Після закінчення досліджень зафіксуйте дату, місяць і рік обстеження. Для цього натисніть кнопку ДАТА. Потім відповідними кнопками наберіть дату дня, місяць і дві останні цифри поточного року.

Кнопка “” дозволяє відобразити на екрані в зоні службової інформації умовне зображення статі пацієнта. Після натискання цієї кнопки

можна здійснити набір умовного п'ятизначного номера облікової картки пацієнта.

При необхідності отримане зображення разом зі службовою інформацією можна сфотографувати.

Увага: якщо в процесі проведення досліджень відбулося порушення встановленого режиму роботи приладу, варто повторно натиснути кнопку СТАРТ, кнопку “” групи “” і установити необхідний режим.

4.2. Завдання.

4.2.1. Підготовку приладу до роботи і включення зробити відповідно до інструкції (розділ 3 – методика проведення ехотомоскопічних досліджень).

4.2.2. На довгу сторону об'єкта нанести шар гелю (вазелін і т.д.), установити УЗП на цю сторону й одержати на екрані зображення наскрізного отвору в “тест - об'єкті” і лінію, що відповідає відображенню від нижньої поверхні “тест - об'єкта”. Оцінити розміри зображення за допомогою маркерів. Порівняти результати вимірів з реальними розмірами “тест - об'єкта”. Пояснити їхню невідповідність. Для проведення вимірів натиснути кнопку ФОКУС і за допомогою групи кнопок ВАРУ одержати чітке зображення (усунути бічні пелюстки УЗП).

4.2.3. Закріпити датчик у штативі і занурити у воду. Переконатися у відсутності повітряних пухирців на робочій поверхні УЗП. Установити мідний дріт на відстані $Z=F_1=70\text{мм}$ від поверхні датчика. Одержати зображення дроту, виміряти відстань до нього і розмір зображення в поперечному напрямку. Визначити поперечну розподільну здатність ехотомоскопа (дорівнює розміру зображення дроту) і порівняти зі значенням, що приводиться у технічному описі.

Виміри проводити в положенні ФОКУС-1, кнопками ВАРУ забрати завади і бічні пелюстки УЗП.

4.2.4. Робоча поверхня датчика занурена у воду. Установити під датчиком “тест - об'єкт” у виді набору мідних дротів.

У положенні ФОКУС 1+2 зняти залежність поперечного розміру зображення дротів від відстані до поверхні датчика.

4.3. Контрольні питання

1. Призначення всіх кнопок ехотомоскопа.
2. Чим визначаються поперечна та повздовжня розподільна здатність ехотомоскопа?

Лабораторна робота № 5

Дослідження медичного далекоміра (А-локатора)

Мета роботи – ознайомлення з методами виміру дальності до патологій, вимір параметрів порожнин; визначення параметрів і режимів роботи тракту випромінювання і прийому.

5.1. Теоретичні відомості

5.1.1. Технічні дані:

$E_{\text{живлення}} = 9 \text{ В} \pm 2 \text{ В};$ $I_{\text{споживання}} \approx 10 \text{ мА};$

$D_{\text{min}} = 0.2 \text{ М};$ $D_{\text{max}} = 50 \text{ М};$

$\delta_D \% \approx 2 \div 3 \%;$ $t_{\text{безперервної роботи}} = 10 \text{ годин};$

Габаритні розміри – 150x70x30

Маса – 450 г

5.1.2. Склад макета

У макет входять наступні складові частини:

блок ехолокатора	1 шт.
УЗ перетворювач	1 шт.
стрілочний індикатор	1 шт.
блок джерела живлення	1 шт.
фактоми	3 шт.
кабелі	шт.

5.1.3. Пристрій і робота макета гідроакустичного глибиноміра (ГАГ) побудованого за класичною схемою А – локатора

5.1.3.1 В основу ГАГ покладена здатність УЗК розповсюджуватися в середовищі (у даному випадку у воді) і відбиватися від об'єктів, що знаходяться в даному середовищі і від границь середовища, тим самим дозволяючи визначити відстань до об'єкта (границі). При цьому відстань до об'єкта визначається по формулі:

$$H = c \cdot t / 2,$$

де **H** – відстань від точки введення УЗК до об'єму (границі);

c – швидкість УЗК, мм/мкс;

t – час проходження УЗК від крапки введення УЗК до об'єкта і назад, мкс.

ГАГ реалізує ехо-метод, і працює в режимі випромінювання/прийом.

5.1.3.2 Конструкція ГАГ.

ГАГ виконаний на основі класичної схеми А-локатора, у макетному варіанті, для гідроакустичного ультразвукового виміру глибини (відстані до неоднорідностей середовища, границь середовища).

Конструкція макета складається з трьох функціональних блоків, стрілочного індикатора, каркаса з двох зйомних кришок (верхня і нижня). На каркасі, безпосередньо, плоско закріплені два функціональні блоки, плата локатора закріплена на поворотних штекерах, для можливості двостороннього огляду, а також для зручного доступу до елементів пайки при ремонті та технічному обслуговуванні.

На передній частині макета (верхній кришці) розташовано стрілочно-відліковий пристрій, органи керування і контролю, роз'єми для підключення перетворювача, додаткового устаткування і зовнішнього джерела енергії, оглядове вікно і плавкі вставки (запобіжники), мережа і джерело живлення.

Функціональні блоки з'єднані з пультом керування (верхньою кришкою) за допомогою екранованих джгутів, що веде за собою деякі незручності в монтажі і демонтажі макета.

Робоче положення макета – горизонтальне. Для забезпечення кращого огляду – конструкцією макета передбачений нахил верхньої кришки під кутом до горизонтальної поверхні.

5.1.3.3 Опис електронної схеми макета

1) *Блок джерела живлення* призначений для перетворення змінної напруги мережі 220В 50Гц у постійну напругу +9В і її стабілізації.

2) Блок ехолокатора призначений для створення і наступної посилки зондувальних сигналів, а також для прийому й обробки ехосигналів, що прийшли (відбилися) .

3) Генератор прямокутних імпульсів - зібраний на ІМС DD1.1, DD1.2, DD2.1, час задаючого ланцюжка на R2,C3,R3,C4 – визначає тривалість імпульсів.

Генератор виробляє прямокутні сигнали визначеної тривалості $t_n=t_{zc}$ з періодом повторення Т, рівним періоду повторення посилки, що регулюються підбором R2 і R3 (форму що огинає імпульс, можна подивитися ввімкнувши перемикач у поз.1, тобто КТ1).

4) Генератор несучої частоти – складається з DD1.3, DD1.4, DD1.5 і частотно-задаючого ланцюжка включеного в позитивний зворотній зв'язок (ПЗЗ) – R8, R7, C8.

Генератор несучої частоти, разом з генератором прямокутних імпульсів, складають пристрій формування зондувального сигналу (ЗС).

Прямокутний імпульс з виходу ГПІ DD1.3 (третьої ніжки), надходить на 13 н. DD2.3 генератора імпульсів (RS) засувка і на 5 н. DD1.3 – інвертор, і з 6 н. DD1.3 інвертований прямокутний імпульс надходить на схему формування часового регулювання підсилення (ЧРП) і на діод VD2. При високому рівні прямокутного імпульсу на VD2, він закритий, тобто праворуч на ньому нуль, ОЗ сідає на землю, генератор не запускається.

З появою низького рівня прямокутного імпульсу VD2 відкритий, генератор працює. Т.ч. на виході генератора несучої частоти отримують повторювані радіоімпульси (ЗС).

5) Підсилювач потужності ЗС призначений для підсилення отриманого з генератора несучої частоти радіоімпульсу до визначеної величини. Зібраний на двох каскадах на VT3 і VT4. ЗС з 4 н. DD1.5, через обмежуючий резистор R10, надходить на базу VT3 (ЗК), навантаженням якого служить 1-а обмотка підвищувального трансформатора Т1, а також з емітера VT3 через фільтруючий ланцюжок R6,C7 на базу VT4 (ЗК), навантаженням якого також є 1-а обмотка Т

1. T1 – служить для узгодження ППЗС із п'єзоперетворювачем, що знімається з 2-ї обмотки T1 ЗС надходить на п'єзоперетворювач, L3 – компенсуюча.

6) *П'єзоперетворювач* призначений для перетворення електричних коливань у механічні (акустичні), (режим випромінювання), і механічних (акустичних) коливань в електричні коливання (режим прийому).

7) *Обмежувач рівня вхідного сигналу* призначений для захисту входу підсилювача, що розрахований для роботи з малими вхідними напругами (5-10мкВ), від перевантажень, що виникають у момент випромінювання ЗС, а також у момент прийому ехосигналів від об'єктів (цілей), що близько знаходяться від п'єзоперетворювача.

Схема обмежувача рівня вхідного сигналу зібрана на VD3,VD4. Схема працює на криволінійній ділянці ВАХ діодів, тобто схема створить рівні вище 0,7.

8) *Селективний підсилювач* складається з двох каскадів зібраних за каскадною схемою з великим вхідним опором, навантаженням яких є СФ. Селективний підсилювач призначений для фільтрації вхідного сигналу, і виділення з нього тільки спектральних складових, котрі відповідають випроміненому сигналу, для чого і застосовані СФ.

Сигнал з обмежувача надходить на 1-й каскад 2-х каскадного підсилювача. Перший і другий каскади – ідентичні.

Отже сигнал надходить на затвор VT6 (3I), охопленого глибоким зворотнім зв'язком по постійному струму через R20, C12 (для другого каскаду – R27,C19) для стабілізації робочої точки. R9, C12 – завдають зсув на VT6.

Обидва каскади навантажені на СФ – R18, C10, L1 (R24, C16, L2), що настроєні на робочу частоту 100кГц.

R19, C9, C11 і R26, C15, C17 – блокувальні ланцюжки по живленню 1-го і 2-го каскадів відповідно.

C13 – розділовий конденсатор.

R23 – задає зсув на VT8.

R11, R17 – задають зсув на VT8.

Схема селективного підсилювача працює під керуванням ЧРР.

9) *Часове регулювання рівня (ЧРР)* призначено для компенсації згасання сигналу в середовищі по мірі віддалення цілі від випромінювача, а також для відключення селективного підсилювача в момент посилки ЗС, у противному випадку селективний підсилювач вийде з ладу.

ЧРР зібраний на VT3 (3E) і працює в ключовому режимі. Імпульси формування ЧРР знімаються з генератора прямокутних імпульсів, після інвертора DD1.3 бн. через струмообмежувальний R12 надходить на базу VT3, навантаженням якого служить ланцюг, задаючий характеристику ЧРР – R14, C26, 1R14.

C16 – визначає $t_{\text{ЧРР}}$ (за допомогою R14 можна „рухати” характеристику, тим самим піднімати (компенсувати) слабкі ехосигнали).

У момент посилки ЗС формуючий ЧРР імпульс має високий рівень, яким VT3 відкривається і колектор VT3 сідає на корпус через C26, нуль на колекторі VT3 прикриває VT7, VT9, тим самим підсилення каскадів падає в багато разів. У момент приходу низького рівня на базу VT3 (період між посилками), він закривається і C26 поступово починає заряджатися через R14 і 1R14, формуючи характеристику ВРУ. VT9, VT7 вступають у режим насичення, і підсилення збільшується.

1C14, C14 – садять за змінним струмом базу VT7, VT9 на корпус.

R16, R21 – розділові, щоб сигнал з бази VT3 не потрапляв на схему ВРУ.

10) *Детектор* – основна частина типового тракту виявлення, на основі якого побудований весь прийомний тракт локатора. Зібраний на VD5, VD6, C20 – однопівперіодна схема, C18 – розділовий. Сигнал з детектора надходить на підсилювач-регулятор.

11) *Підсилювач-регулятор*, основна задача – зміна коефіцієнта підсилення сигналу, що є регулювання чутливості граничного пристрою, за умови, що граничний пристрій працює при визначеному рівні.

Підсилювач-регулятор підсилення сигналу „граничний рівень” зібраний на VT10, VT11, що працюють у ключовому режимі, він також містить ФНЧ.

R29 – задає зміщення на VT10;

R13, R28 – навантаження VT10, зміна опору яких веде за собою зміну кута нахилу навантажувальної прямої на характеристиці VT10, що і дозволяє встановлювати визначену межу рівня;

R31 дозволяє відгородити граничний рівень від нестабільності через температурний фактор;

R32 – струмообмежуючий, а також з R34 визначає зсув на VT11;

R35, R37 – навантаження VT11, R36 – зміщення на VT11, також навантаженням VT11 є і граничний пристрій на DD1.6;

C21, C22 завадоподавляючі.

На основі VT12 зібрана схема, яка шунтує проходження ЗС на ГП.

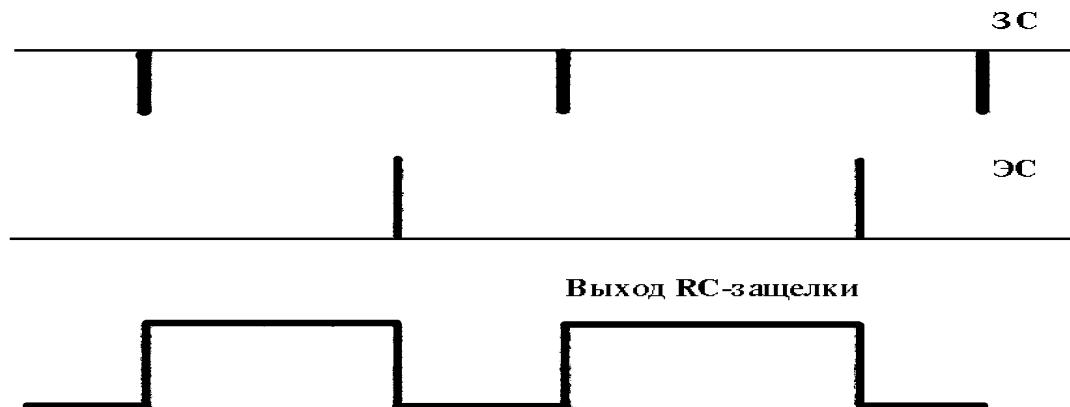
У момент посилки ЗС високий рівень прямокутного імпульсу з DD 1.3 бн. через струмообмежуючий R40 надходить на базу VT12, він відкривається і сигнал з детектора через VD7 і відкритий VT12 сідає на корпус.

При закінченні посилки, низький рівень закриває VT12 і ЕС з детектора надходить на підсилювач-регулятор.

12) Граничний пристрій – це вирішальний елемент, що має на виході два стани: є/немає сигналу. ПУ представлено на DD1.6.

13) Формувач імпульсів – виконаний як індивідуальне рішення пристрою індикації, за схемою RS – затвору на DD2.2, DD2.5. Активним є низький рівень. Схема працює в такий спосіб: у момент посилки ЗС низький рівень з 3н. DD2.1 надходить на 13н. DD2.3 ($S_{\text{вх}}$) на виході DD2.3 встановлюється високий рівень. На $R_{\text{вх}}$ – 8н. DD2.2 також високий рівень, тому що на вході ГП сигналу немає (VT10 – закритий, VT11 – відкритий, на „К” – низький рівень).

По закінченню посліжки ЗС на виході генератора прямокутних імпульсів Зн. DD2.1 – високий рівень, тобто на S_{BX} (13н. DD2.3) – '1'. На R_{BX} , як і раніше



високий рівень, тобто RS – затвір (RS-тригер) знаходиться в режимі збереження. З появою ЕС на R_{BX} установлюється низький рівень, на 10н. DD2.2 – '1', таким чином два високих рівні на вході 2I-II, і отже на виході '0'. Рахунок закінчений. Тривалість режиму збереження в RS – затворі і визначає кут відхилення стрілки відлікового пристрою.

5.1.4. Підготовка до роботи

5.1.4.1 Органи керування, індикатори, роз'єми

На верхній (лицьовий) кришці макета розташовані:

- 1.Вмикач живлення вбудованого ДЖ ("мережа");
- 2.Індикатор включення макета ("живлення макету");
- 3.Перемикач: вбудоване ДЖ/ зовнішнє ДЖ (9V; 0,15A) / "ВЛИП вкл."/;
4. Запобіжник мережі (220В; 0,25А);
- 4а.Запобіжник вбудованого ДЖ (=5В, 0.25А);
- 5.Індикатор включення вбудованого ДЖ („БП вкл.");
- 6.Гнізда підключення вбудованого ДЖ (9В; 0,15А);
- 7.Стрілочний індикатор відстані до мети, розташованої в досліджуваному середовищі;
- 8.Регулятор установки „нуля" стрілочного відлікового пристрою;
- 9.Шкала діапазонів вимірів дистанцій;
- 10.Перемикач діапазонів t_1 вимірюваних дистанцій;

- 10а.Перемикач меж виміру для шкали індикатора відстаней до цілі;
- 11.Шкала переключення контрольних точок;
- 12.Перемикач контрольних точок;
- 13.Гніздо виводу сигналу від досліджуваної контрольної точки;
- 14.Гніздо підключень п'єзоперетворювача;
- 15.Гніздо висновку луни-сигналу від п'єзоперетворювача;
- 16.Регулятор рівня граничного сигналу № 1;
- 17.Регулятор рівня граничного сигналу № 2;
- 18.Регулятор рівня ЧРР;
- 19.Захисна рукоять;
- 20.Панель макета;
- 21.Гніздо заземлення:.
- 22.Вихід синхроімпульсів;
- 23.Гніздо виводу строба лупи ("лупа");
- 24.Вмикач пристосування "лупа";
- 25.Регулятор порога чутливості;
- 26.Оглядове вікно для плати локатора;

5.1.4.2 Місце розміщення макета повинне бути захищене від безпосереднього впливу пилу, вологи й агресивних середовищ.

Напруга поля радіоперешкод у місці розміщення макета, не повинна перевищувати значення, що порушує працездатність. При необхідності, місце розміщення макета необхідно екранувати.

До місця розміщення повинна бути підведена напруга мережі 220В 50Гц чи напруга зовнішнього ДЖ 9В.

5.1.4.3 Порядок включення макета

Перед включенням макета переконатися в наявності правильної установки тримача вставки плавкої відповідно до номіналу мережі і запобіжника.

Установити послідовно органи керування макета в наступні положення:

5.2. Завдання

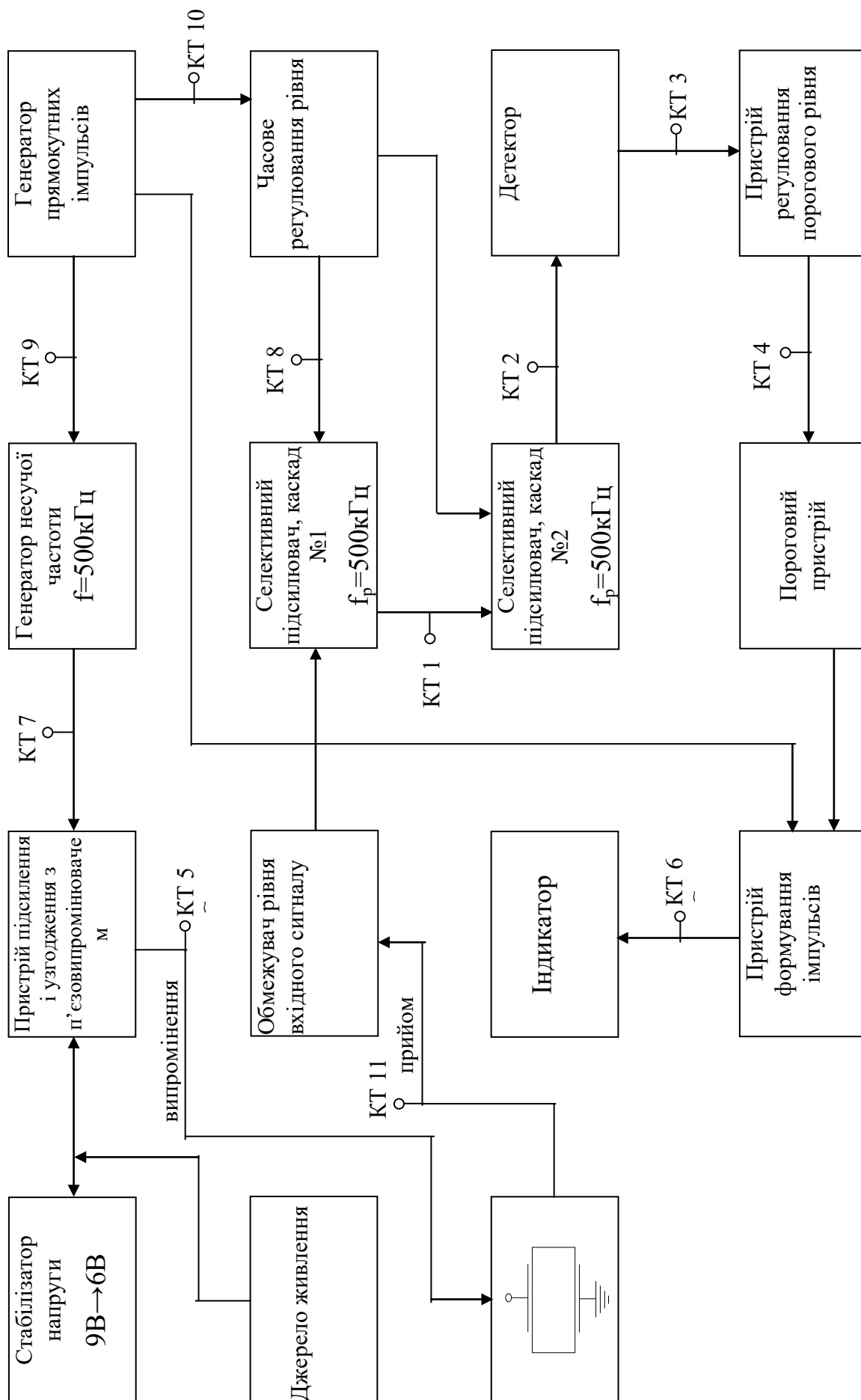
5.2.1. Замалювати форму сигналу в КТ1, КТ3, КТ4, КТ5, КТ8.

5.2.2. Визначити:

- період слідування імпульсів;
- частоту заповнення;
- довжину мертвої зони;
- відстань до цілі;
- коефіцієнт згасання.

5.3. Контрольні запитання

1. Які методи відображення ехоінформації існують?
2. Поясніть режим роботи далекоміра за структурною схемою.
3. Функціональне призначення вузлів пристрою.
4. Перелічіть основні фактори, які впливають на точність виміру дальності до патології.
5. Поясніть структуру ревербераційної перешкоди та оцініть ступінь її згасання.
6. Перелічіть параметри випромінюючого тракту, прийомного тракту та середовища. Поясніть причини раціонального вибору цих параметрів.



Лабораторна робота №6

Дослідження спектрів голосних звуків “а” та “у”

Мета роботи – провести формантний аналіз голосних звуків “а” та “у”.

7.1. Теоретичні відомості

7.1.1. Формантна структура

Формантний аналіз мовлення можна розглядати як особливий вид спектрального аналізу. Задача полягає у визначенні комплексних частот формант мовоутворюючого механізму в процесі їх зміни у часі. Ці зміни, очевидно, обумовлені перебудовою артикуляційних органів голосового тракту. Один з можливих підходів до такого роду аналізу полягає у з’ясуванні того, в якому вигляді проявляються в миттєвому спектрі сигналу резонансні максимуми системи мовного тракту.

Так як втрати в голосовому тракті відносно постійні, особливо в межах частотного діапазону даної форманти, та можуть бути обчислені завчасно. У зв’язку з цим звичайно великий інтерес представляють часові зміни не дійсних, а уявних частин комплексних формантних частот. Проте для оцінок процесів сприйняття та для спектрального аналізу важливі відповідні відомості також й про дійсні частини або полоси частот формантних областей. Підхід до аналізу мовлення з позицій розглядання “функціонування системи” дозволяє представити мовний сигнал у вигляді передаточної функції тракту та функції збудження. Якщо конфігурація голосового тракту відома, тоді можна розрахувати відповідні їй спектральні максимуми та отримати вихідний відгук на задане збудження. У випадку автоматичного аналізу, який проводиться з метою кодування та передачі мовлення, звичайно має місце зворотня ситуація. У розпорядженні мається тільки акустичний сигнал, за результатами аналізу якого треба виявити властивості джерела та резонанси мовоутворюючої системи. Основна важкість полягає у незнанні того, як однозначно розділити властивості джерела та системи.

Резонансні максимуми мовоутворюючої системи з часом постійно переміщуються, але вони не завжди можуть бути, легко виявленні,

наприклад, по миттєвому спектру сигналу. Окремі полюси можуть на короткі проміжки часу зробитися прихованими, а також подавленими нулями джерела або нулями системи, які виникають через елементи бокових відгалужень (таких, як носова порожнина). У миттєвому спектрі достатньо добре проявляються високі резонансні максимуми, але іноді все ж таки важко з упевненістю визначити місцезнаходження полюсів з малою амплітудою або суттєвих пар полюсів – нулів.

Подальше ускладнення ситуації полягає у тому, що сигнал на виході мовного тракту, як правило, не представляє собою мінімально фазову функцію (тобто, не всі його нулі можуть знаходитися у лівій напівплощині комплексних частот). Якщо функція була б мінімально фазовою, тоді її фазовий спектр повністю визначався б її амплітудним спектром. Передаточна функція мовного тракту буде мінімально фазовою у тих випадках, коли випромінювання відбувається тільки з однієї точки, тобто з рота або з ніздрів. Ця умова не виконується при одночасному випромінненні з обох точок. Можна показати, що якщо в деякі моменти часу за період коливання голосових зв'язок величина потоку, який утворюється джерелом, дорівнює нулю, тоді останній не має полюсів та характеризується нулями з кінцевими значеннями своїх частот. Крім того, можна показати, що ці нулі можуть знаходитися як в правій, так і лівій напівплощинах або одночасно в обох. Внаслідок вказаних тут труднощів чисельні зусилля, які направлені на створення точно працюючого автоматичного формантного аналізатора, не досягли мети.

7.1.2. Виділення формантних частот

У першому наближенні вокалізоване збудження резонансної області мовного тракту можна звести до збудження короткими, періодично повторюваними імпульсами одиночного резонансного контуру. Вихідний сигнал в цьому випадку отримує форму затухаючих гармонічних коливань, які слідує з частотою повторення імпульсів. На частоті, яка дорівнює

уявній складовій комплексної частоти полюсу, огинаюча амплітудного спектра має максимум. Цю формантну частоту можна знайти зміною або частоти переходів через нуль часового сигналу, або частоти максимуму огинаючої спектра. Якщо ширина резонансної області порівняно невелика, тоді уявну складову частоти полюса можна оцінити по моменту першого рядку амплітудного спектру:

$$\bar{f} = \frac{\int fA(f)df}{\int A(f)df}.$$

Мовний тракт являє собою багаторезонансну систему. Тому часовий сигнал на його виході є результатом накладання великого числа затухаючих гармонічних коливань, а спектр амплітуд характеризується великою кількістю максимумів. Результати вимірювання частоти переходів через нуль, максимумів спектру та моментів дозволяють визначити частоту форманти тільки в тому випадку, якщо кожна резонансна область може бути досліджена в ізольованому вигляді. Якщо треба виявити більш тонкі властивості джерела та системи (скажімо, нулі, які утворюються голосовими зв'язками або резонатором бокового відгалуження у спектрі), необхідно використати відповідно більш складні способи виміру спектральних максимумів. Один з таких способів полягає у точній підгонці гіпотетичної моделі спектру до реального мовного спектру, для чого вигідно використати швидкодіючі обчислювальні машини з великим об'ємом пам'яті.

7.1.3. Розподілення формант по частоті

Згідно акустичній теорії мовотворення сприйняття звуків визначається областями максимальної концентрації енергії формантами F . В сучасних дослідженнях мовлення широко використовуються різноманітні автоматизовані електроакустичні вимірювальні прилади, однак отримані результати та їх точність в деякій мірі ще залежать від майстерності експериментатора.

Форманта характеризується (рис.1) амплітудою A_i та частотою F_i , для голосних добротністю Q_i або шириною полоси пропускання B_i , а для глухих приголосних – моментами перших трьох порядків M_i . Для описання дзвінких приголосних можуть стати у потребі всі перелічені параметри..

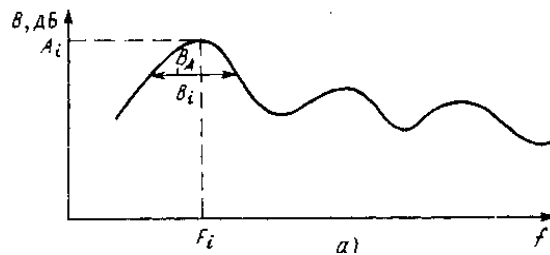


Рис.7.1.

Часто область максимальної концентрації енергії може бути представлена не однією максимальною складовою спектра, а декількома, при цьому положення форманти по частоті може не співпасти з ними. Те саме отримують при асиметричній огинаючій форманти. Крім того перша, друга та третя форманти мають значні області перекриття.

Деякі результати вимірювань частотного розподілення формант:

- форманти дзвінких звуків займають полоси частот 150. . .900 Гц (Φ_1), 550. . .2800 Гц (Φ_2) та 1500. . .3400 Гц (Φ_3);
- форманти глухих звуків 1000. . .3500 Гц (Φ_1), 2500. . .6000 Гц (Φ_2) та 1500. . .4000 Гц (антиформанта).

З вірогідністю 0,98 частотний діапазон Φ_1 дорівнює 200. . .850 Гц, Φ_2 – 850. . .2550 Гц та Φ_3 – 2100. . .3300 Гц.

Формування дзвінких звуків мовлення в голосовому апараті людини визначається коливаннями голосових зв'язок, які задають основний тон мовлення. Для опису властивостей основного тону використовується ряд параметрів: частота, частотний діапазон його можливих значень, мелодія, яка являє собою усереднені за якийсь інтервал значення частоти основного тону, та ін. На результати статистичних вимірювань параметрів основного тону впливає прийнята методика: об'єм та характер мовної виборки, представність голосів дикторів та техніка вимірювань. Так як перші два фактори достатньо очевидні, зупинимось докладніше на питаннях техніки вимірювань.

Статистичні вимірювання параметрів основного тону можна виконати за допомогою осцилограм мовного сигналу на виході високоякісного мікрофона та за допомогою осцилограм коливань голосових зв'язок, які отримані при промові диктором окремих звукосполучень та фраз.

При проведенні статистичних вимірювань необхідно враховувати деякі особливості основного тону. Інтервали слідування імпульсів голосових зв'язок безперервно змінюються, при цьому у значних межах.

Зміна частоти форманти по частоті переходів через нуль. Одна з перших спроб автоматичного стеження за частотами формант полягала у підрахунку середнього числа переходів через нуль. Як частоти першої та другої формант приймалися величини, які пропорційні середнім щільностям переходів через нуль мовного сигналу та його похідної по часу відповідно. Спосіб базувався на тому факті, що на вокалізованих ділянках нефільтрованого мовлення перша форманта являється найбільш чітко виступаючою спектральною складовою. Тому очікувалось, що вона буде робити найбільший вплив на величину частоти переходів через нуль. З іншої сторони, в диференційованому сигналі перша форманта робиться пригніченою та домінуючу роль набуває друга форманта. Однак отримані результати експериментів виявились недостатньо добрими, та був зроблений висновок, що такий спосіб не забезпечує прийнятної точності вимірювань.

Пропонувались вдосконалення методу, який оснований на вимірі частоти переходів через нуль. Одне з них полягало в тому, що мовний сигнал попередньо розфільтровувався на ряд частотних діапазонів, які відповідали окремим формантам. В кожному з цих діапазонів вимірювались частота переходів через нуль та його амплітуда. Однак і тут мають місце помилки, які виникають внаслідок взаємного перекриття діапазонів формантних частот. Така ж ідея була реалізована більш ретельно з деякими особливостями, які дозволяли звести до мінімуму небажані взаємні перекриття. Принцип дії пристрою полягав у застосуванні повторного виміру середньої швидкості переходів сигналу через нуль у даному частотному діапазоні та у суттєвому звуженні цього частотного

діапазону на основі вимірної частоти до її дійсного значення. За допомогою фільтрів з фіксованими полосами пропускання сигнал попередньо розбивається на два діапазони, які приблизно відповідні першим двом формантам. У низькочастотному діапазоні вимірюється частота переходів через нуль, та її розмір використовується для автопідстройки більш вузькосмуговий фільтру з полосою пропускання, що перестроюється. Частота переходів через нуль, виміряна на виході вузькосмугового фільтру, приймається, в свою чергу, за частоту першої форманти (F_1). Її розмір використовується для встановлення частоти зрізу фільтра верхніх частот з змінною полосою пропускання. Середнє значення частоти переходів через нуль на виході останнього береться як оцінка частоти другої форманти (F_2).

Якщо спектральне розподілення сигналу має безперервний характер, як у випадку невокалізованих звуків, середня частота переходів через нуль для даного спектрального елемента дорівнює приблизно подвоєному моменту першого порядку для цієї ділянки спектра.

Раніше найбільш точні результати отримували шляхом рентгенографічної зйомки профілю голосового тракту при вимові голосних звуків з наступною побудовою функції змінення площі перерізу мовного тракту вздовж осі та апроксимацією її ступінчатої кривої, яка представляє собою тракт у вигляді послідовного з'єднання відрізків циліндричних труб довжиною $0.5 \div 1.5$ см. Розрахунок передаточної функції F – картини такої моделі здійснюється за допомогою ПК. Дані, які представлені у таблиці 1 отримані за допомогою подібних розрахунків та експериментально, шляхом аналізу спектрограм.

В F -картині голосних визначаючим є, певно, не абсолютне, а відносне значення формантних частот. Наприклад, формантні частоти однієї й тієї ж голосної, які вимовляються дитячим голосом, виявляються приблизно на 40% вище відповідних значень для середнього чоловічого голосу. А слухач цю різницю ігнорує.

Таблиця 1. F – картина голосних “а” та “у”

Голосні	F ₁ , Гц		F ₂ , Гц		F ₃ , Гц	
	розрахун кова	експеримен тальна	розрахун кова	Експеримен тальна	розрахун кова	експеримен тальна
у	231	300	615	625	2375	2500
а	616	700	1072	1080	2470	2600

7.2. Порядок виконання

7.2.1. Дослідження спектральних характеристик звуків “а” та “у” за допомогою прикладного пакету Sound Forge 4.5

7.2.1.1. Можливості прикладного пакету Sound Forge 4.5

Sound Forge 4.5 являє собою професійну програму для редагування звуку, яка включає в себе великий набір процесів, ефектів та інструментів (пакетний перетворювач – спектральний аналіз – автоматичне виділення ділянки – редактор установок – статистика – простий синтез та ін.) для маніпулювання аудіоданими.

Sound Forge працює приблизно з 20 форматами. В Sound Forge можна змінювати велику кількість параметрів, включаючи регулювання кольорової палітри, деяких інших допоміжних установок. На рис.2 показана основна панель і записаний на ній сигнал.

Роботу з програмою починаємо з настройки її інтерфейсу. Доступ до всіх функцій можна отримати з головного меню, але для спрощення та прискорення роботи краще всього використати лінійки інструментів, на яких розташовані кнопки з піктограмами.



Рис.7.2. Основна панель та записаний на ній сигнал.

Для того щоб записати звуковий фрагмент та провести його обробку відкриваємо новий файл, виконавши команду File/New. Контроль над записом, відтворенням та перемоткою до початку та кінця файлу здійснюється управляючими кнопками. Для запису використовуємо мікрофон. Рівень вхідного сигналу можна регулювати за допомогою мікшера, який вбудований у Sound Forge (Window/Mixer). Далі натискаємо на кнопку запису (Special/Transport/Record) й бачимо перед собою допоміжне меню (рис.3).



Рис.7.3. Допоміжне меню..

У цьому меню вибирається формат файла, який записується, Mono/Stereo, Sample Size (розрядність) (рис.4), Sample Rate (частота дискретизації) (рис.4), режим запису, тут же знаходяться й індикатори рівня вхідного сигналу.

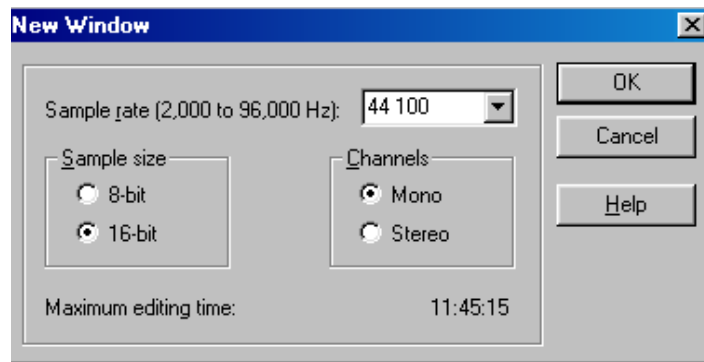


Рис.7.4. Панель, де вибираються Sample Size, Sample Rate.

Sample Size виставляємо на **16-bit** (при **8-bit** отримується запис гіршої якості) та **Sample Rate** – на **44100Гц** (хоча змінюватись може в межах від **2000** до **96000**), так як це стандартні настройки.

Щоб розпочати запис, достатньо натиснути кнопку **Record**. Для припинення запису – натиснути кнопку **Stop**, яка з'явилася на місці кнопки **Play**. Потім закрити допоміжне меню (**Close**) та можна розпочинати редагування записаного звуку.

Для цього потрібно відмітити область файла, яка підлягає редагуванню. Області файла відмічаються так само, як це робиться у текстовому редакторі: ставимо курсор миші у вибране місце на екрані та рухаємо його вправо або вліво, передусім натиснувши ліву кнопку миші, потім відпускаємо кнопку.

Для отримання спектральної характеристики записаного сигналу на лінійці інструментів натискають **Tools/Spectrum Analysis** (рис.5) та бачимо результат на рис.6 для звуку “а” тривалістю 0.5 секунди, на рис.7 для звуку “а” тривалістю 1 секунда; на рис.8 для звуку “у” тривалістю 0.5 секунди, на рис.9 для звуку “у” тривалістю 1 секунда.

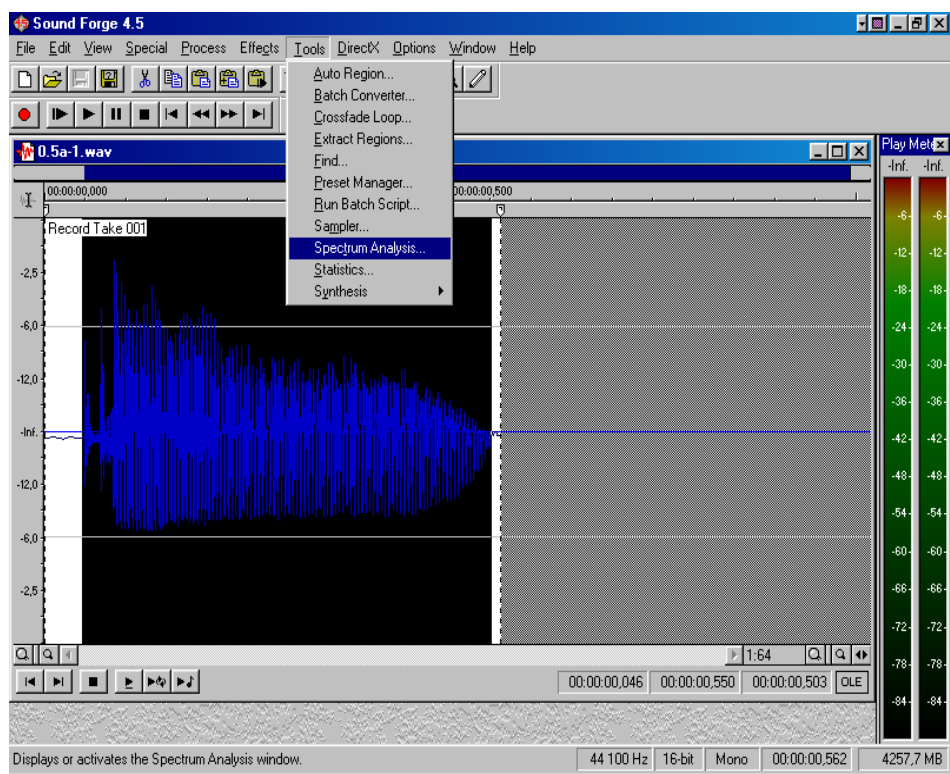


Рис.7.5. Запис звуку “а” тривалість 0.5 сек.

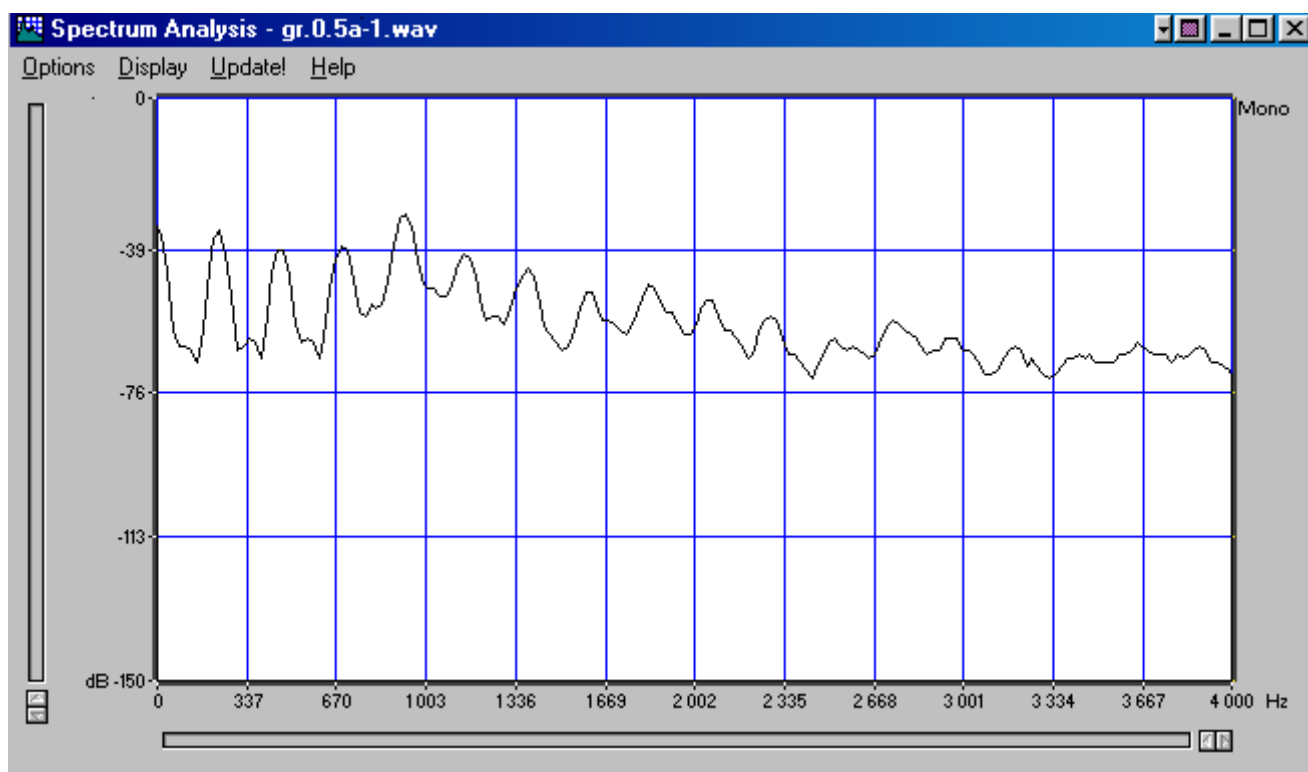


Рис.7.6. Звуку “а” тривалість 0.5 сек.

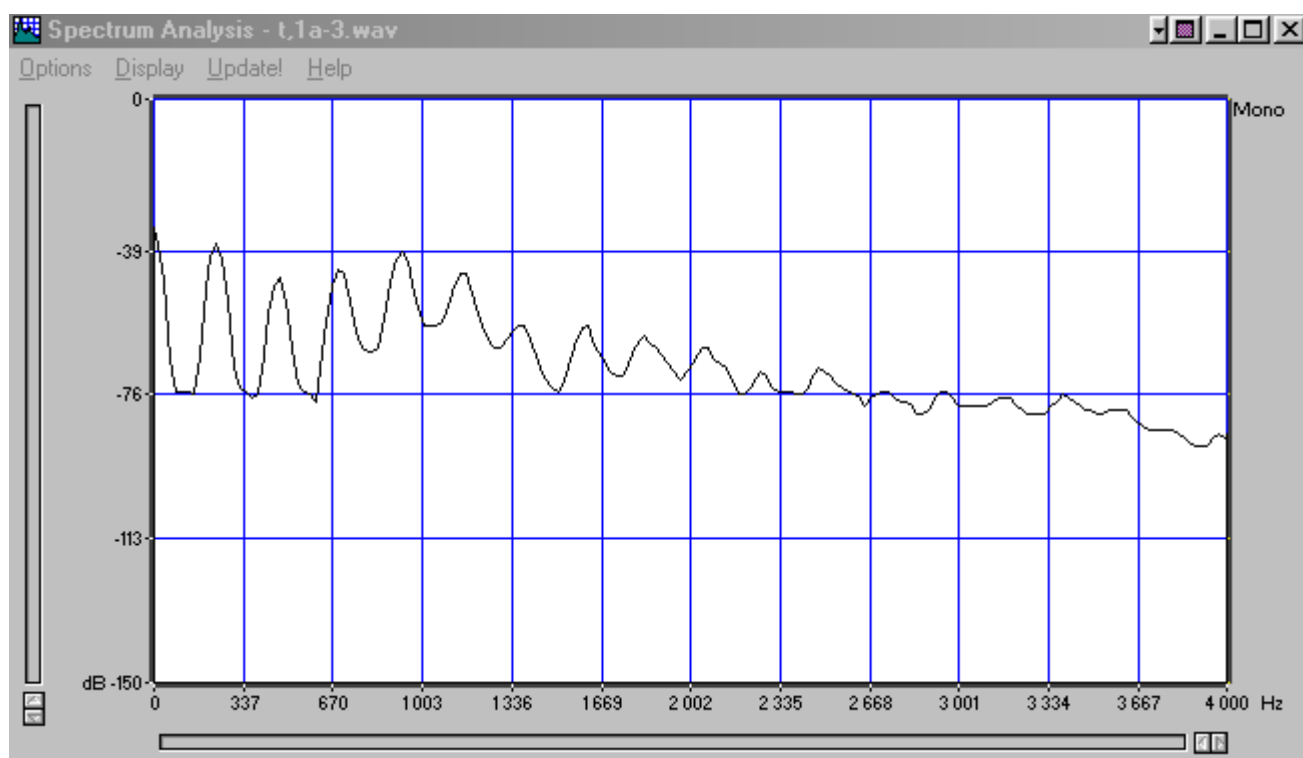


Рис.7.7. Звуку “а” тривалість 1 сек.

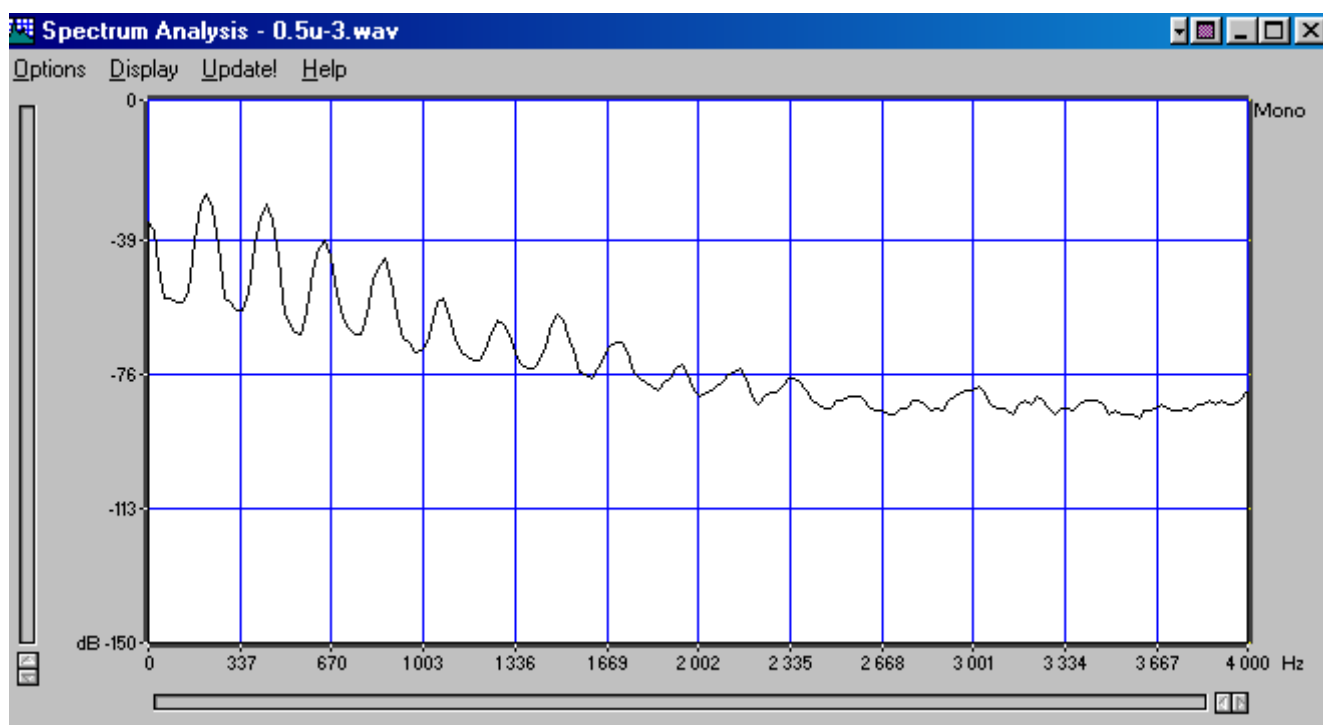


Рис.7.8. Звуку “у” тривалість 0.5 сек.

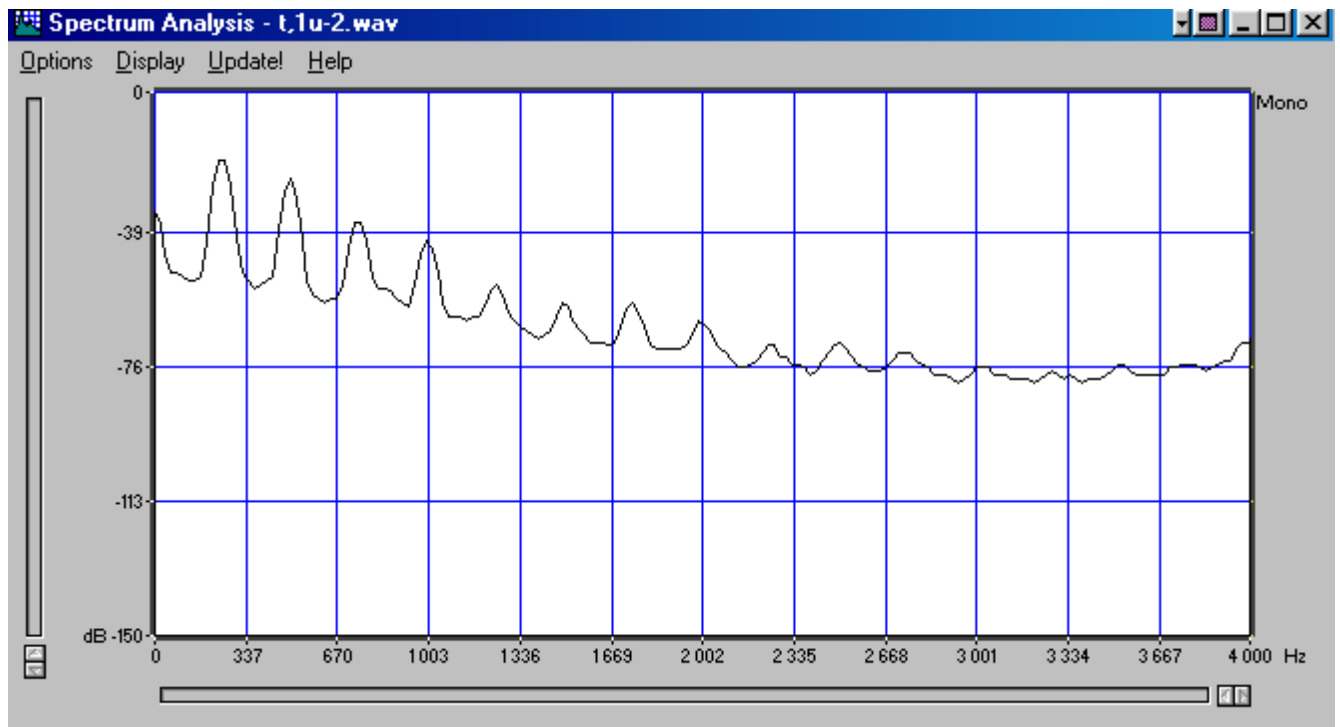


Рис.7.9. Звуку “у” тривалість 1 сек.

7.3. Контрольні запитання

1. Дати визначення форманти.
2. Що таке “частота основного тону”?
3. Для чого застосовується формантний аналіз?

Лабораторна робота № 7

Дослідження слуху за допомогою аудіометра

Мета роботи – отримати практичні навички аудіометричних випробувань на серійному приладі.

10.1. Теоретичні відомості

Людина не чує звук, якщо, волокно основної мембрани, завитки при своїх коливаннях не дістають до найближчого нервового закінчення. Але як тільки при збільшенні амплітуди коливань волокна воно торкнеться нервового закінчення, відбудеться його подразнення. Нервові закінчення одразу ж почне надсилати електричні імпульси в слуховий центр мозку, і звук буде почуто. Цей скачкоподібний перехід з чутного стану до нечутного і навпаки називають *порогом чутності*. Абсолютна величина слухового відчуття на порозі чутності невелика, але все ж має конкретне значення.

Поріг чутності залежить від частоти. Пороги чутності мають значний розкид, в першу чергу, із-за вікових змін, а також із-за умов, при яких проводяться дослідження.

При плавному збільшенні інтенсивності звуку, вище за порогове, відчуття зростає скачками, по мірі збільшення числа подразнених нервових закінчень. Збільшення рівня інтенсивності тону призводить до появи відчуття болю (больовий поріг на максимумі по інтенсивності складає біля 1 Вт/м^2 , тоді як мінімальний поріг чутності на частоті 3500 Гц – біля 10^{-3} Вт/м^2 , тобто динамічний діапазон по рівням звуку від порога чутності до больового порога дорівнює 130 дБ).

Для суб'єктивної характеристики звуку по рівню вводять поняття *рівня гучності*. Прийнято за рівень гучності будь-якого звуку (шуму) приймати рівень в децибелах чистого тону на 1000 Гц, рівного йому по гучності. За одиницю рівня гучності прийнято фон, тому

$$L(\text{фон}) = L_{f=1000\text{Гц}}(\text{дБ}) = 10 \lg(I_{f=1000\text{Гц}} / I_0)$$

при $G_x = G$ ($f = 1000$ Гц), де G_x і G – гучність відповідно досліджуваного звуку і тону 1000 Гц; I_0 – інтенсивність звуку на порозі чутності на частоті 1000 Гц, $I_0 = 10^{-12}$ Вт/м².

Щоб визначити рівень гучності будь-якого звуку, достатньо взяти чистий тон 1000 Гц і змінювати його рівень, доки його гучність не буде на слух однаковою з гучністю досліджуваного звуку. При цьому шуканий рівень гучності цього звуку буде чисельно рівний рівню еталонного тону (1000 Гц). На рис.1 приведені криві рівної гучності, визначені для чистих тонів при прослуховуванні двома вухами. Нижня крива відповідає порозу чутності.

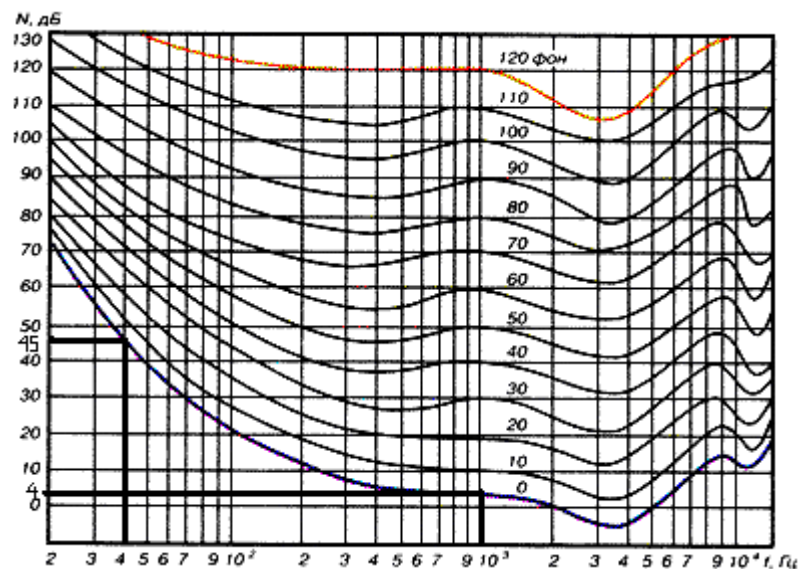


Рис.10.1. Криві рівної гучності (за Robinson-Dadson, 1956)

Однією з найпоширеніших аудіометричних методик є тональна гранична аудіометрія (при повітряному та кістковому звукопроникненні).

Один з варіантів такої методики (метод наростання рівня) коротко зводиться до наступного. На вуха випробуваного одягаються головні телефони. Щораз, коли випробуваний почує звук, він повинен натиснути або відпустити спеціальну кнопку. Частоти стимулювання подаються у вигляді безперервного гармонійного сигналу: 125, 250, 500, 700, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц (при кістковому звукопроникненні - 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 Гц). Гучність стимулу плавно або невеликими стрибками

збільшують, поки випробуваний не просигналізує, що сигнал почутий. Процедуру вимірів повторюють 3-5 раз.

При поглибленій аудіометрії діапазон тестових частот може бути збільшений.

Скрининг-аудіометрія – спрощена процедура обстеження слуху. Перелік тестових частот при цьому значно зменшений (звичайно 500, 1000, 2000, 4000 Гц). При виявленні порушень слуху після скрининг-аудіометрії переходять до поглибленої аудіометрії.

Структурна схема аудіометра показана на рис.10.2.

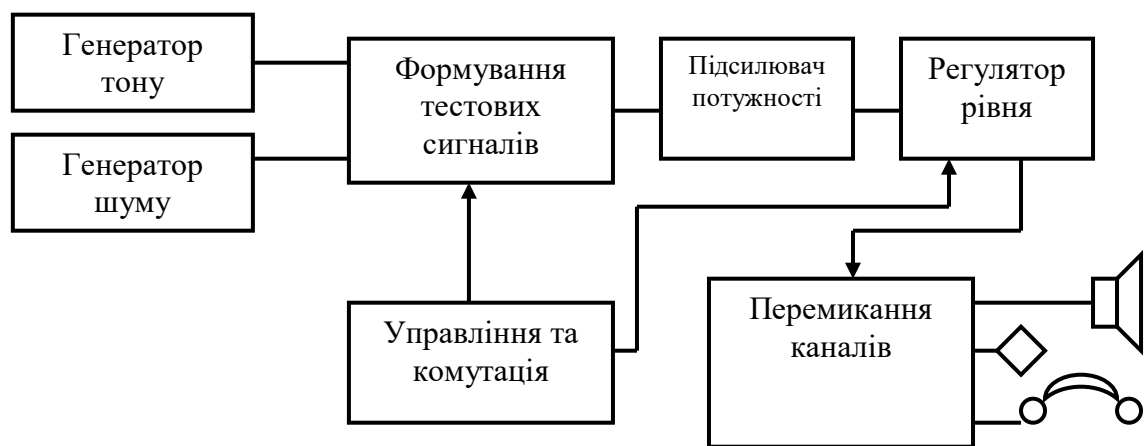


Рис.10.2. Структурна схема аудіометра

Результати тональної аудіометрії зазвичай відображають в графіках – залежність втрат слуху (в дБ) від частоти (рис. 3).

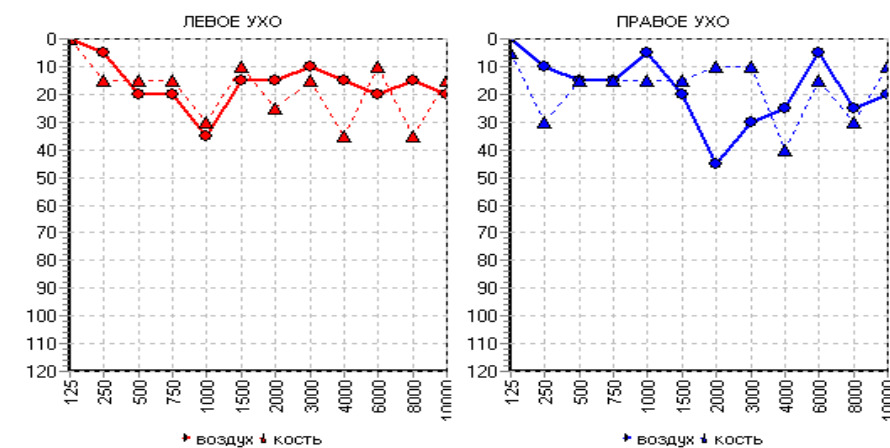


Рис.10.3. Графіки результатів тональної аудіометрії

10.1.1. Вихідні перетворювачі. Калібрування аудіометрів

Для граничної аудіометрії застосовують два види вихідних перетворювачів: навушні телефони й кісткові вібратори. Для надграничної аудіометрії може застосовуватися гучномовець.

Навушні телефони мають амбушюри, що забезпечують гарне прилягання телефонів до вушної раковини. Слід відрізняти навушні телефони від побутових телефонів, м'який валик, яких забезпечує ізоляцію вуха від зовнішніх шумів. Привушні телефони також застосовуються, головним чином у скрининг-аудіометрії, тобто при масових оглядах.

Аудіометричні телефони - це зазвичай телефони електродинамічного типу. У порівнянні з телефонами інших типів вони мають найменший акустичний опір. АЧХ таких телефонів практично плоска в діапазоні частот 100-6000 Гц.

Кісткові вібратори - це віброакустичні перетворювачі електромагнітного типу. Їх АЧХ суттєво нерівномірна, так що вони неефективні на частотах більш 3-5 кГц.

Перевірку працездатності аудіометрів проводять суб'єктивними методами приблизно раз у тиждень, і об'єктивними, тобто із залученням спеціальної апаратури - приблизно раз у півроку- рік.

Суб'єктивна перевірка - це зовнішній огляд, перевірка (на слух) відсутності нелінійних викривлень, плавності наростання звуку, відсутності між каналних перешкод.

Особливе значення має перевірка правильності установки "аудіометричного нуля". Суб'єктивно цю перевірку здійснюють, періодично знімаючи аудіограму людини зі стабільними властивостями слухової системи. Якщо результати вимірів не відрізняються більш ніж на 10 дБ, аудіометр вважають проградуєрованим правильно.

При інструментальних перевірках аудіометрів використовується ряд електронних приладів: звуковий генератор, вольтметри, прилади "штучне вухо" і "штучний мастоїд", вимірювальний підсилювач, осцилограф, частотомір, вимірювач нелінійних викривлень, спектроаналізатор.

Прилади "штучне вухо" і "штучний мастоїд" призначені для імітації акустичних властивостей людського вуха й сосцевидного відростка скроневої кістки. У приладі "штучне вухо" застосовується конденсаторний вимірювальний мікрофон.

Структурна схема даної вимірювальної системи наведена на рис.10.4.

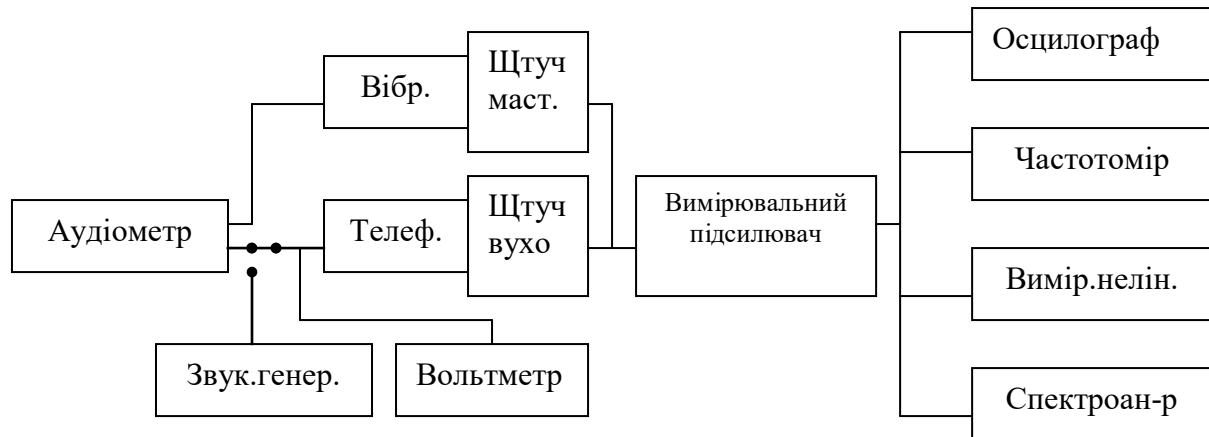


Рис.10.4. Структурна схема вимірювальної системи

Об'єктивне калібрування аудіометрів полягає в прив'язці до "аудіометричного нуля" і забезпечується шляхом установки нуля регулятора рівня аудіометра при граничному звуковому тиску (для кісткової провідності - при граничній силі).

10.1.2. Загальні відомості про аудіометр МА 31

Пристрій МА 31 являє собою клініко-діагностичний аудіометр, що застосовується як в лікувальній практиці, так і при дослідницьких роботах.

Аудіометр включає три внутрішні канали формування сигналів, які в різних комбінаціях підключаються до лівого і правого вихідних каналів (навушників). В залежності від дослідження (тесту) слуху, що проводиться, звукові сигнали, які формуються в навушниках, є або синусоїдальними тонами (можливо, переривчастими або модульованими), або вузькополосним (широкополосним) шумом, або комбінацією цих сигналів.

Розташовані в верхній частині панелі кнопки призначені для вибору режиму дослідження. В даній роботі використовуються наступні режими:

1. *Вимірювання порогу чутності (кнопка „ТО”).*

В цьому режимі лівий вертикальний повзунок регулює рівень тону, частота якого керується верхнім горизонтальним повзунком. Правий вертикальний повзунок регулює рівень вузькополосного шуму, центральна частота якого змінюється нижнім горизонтальним повзунком (при натисненні кнопки „WN” вузькополосний шум замінюється широкополосним). В середині панелі розміщені кнопки, що переключають подачу тону на ліве або праве вухо, шум при цьому переключається навпаки.

2. *Тест Кінгсбері* – моноуральне порівняння гучності (кнопка „KB”).

Лівий і верхній повзунки регулюють рівень і частоту першого тону, правий і нижній – другого тону; обидва тони, чергуючись (тон1-пауза-тон2 : 500-200-500 мс), подаються в один із навушників. В другий навушник поступає шум, рівень якого регулюється потенціометром „Ш/дБ” на вертикальній лицьовій панелі.

3. *Тест Люшера* – сприйняття амплітудної модуляції (кнопка „KB”).

Лівий і верхній повзунки регулюють рівень і частоту тону, який підлягає амплітудній модуляції частотою 2 Гц. Глибина модуляції $0,2...6\text{дБ}=2...50\%$ регулюється на вертикальній панелі потенціометром „DL/dB”. Кнопка „0” – переривання модуляції. Правий і нижній повзунки керують вузькополосним шумом, що подається на друге вухо.

10.2. Завдання

1. Виміряти поріг чутності при відсутності маскуючого шуму для всіх можливих частот тону. Оцінити втрату слуху для лівого і правого вуха, порівнявши результат вимірювань з еталонним графіком.

2. За допомогою тесту Кінгсбері зняти криві рівної гучності для рівнів 40 і 80 фон і порівняти їх з даними, приведеними в літературі.

3. Виміряти мінімально відчутну ступінь амплітудної модуляції для різних тональних частот при рівнях модульованого тону 40 і 80 дБ. Результати вимірювань порівняти з даними, приведеними в літературі.

10.3. Зміст звіту

Звіт повинен мати: номер і назву роботи, таблиці вимірювань даних, графіки вимірювань, висновки по роботі.

10.4. Контрольні запитання

1. Що таке поріг чутності?
2. Що визначає поняття „крива рівної гучності”?
3. Яким чином можна зняти криву рівної гучності для 60 фон?
4. Що визначає тональна модуляція?

Додаток до лабораторної роботи №7
Коротка інструкція по експлуатації аудіометра МА 41

ДД1. ТЕХНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Сигнал тестування:

Тональний звуковий сигнал, переривчастий, трель; шуми вузького діапазону і шуми для приглушення мовлення з двома каналами.

Точність частоти:

max +/-1% від показаної частоти.

Частота і діапазон сприйняття звуків:

Частота (Гц)	Діапазон сприйняття звуків при повітряній провідності (дБ)
125	Від -10 до +80
250	Від -10 до +100
500	Від -10 до +110
750	Від -10 до +110
1000	Від -10 до +110
1500	Від -10 до +110
2000	Від -10 до +110
3000	Від -10 до +110
4000	Від -10 до +110
6000	Від -10 до +110
8000	Від -10 до +100

Затухання: ± 0.5 дБ при кожній поділці 5 дБ, загальна ± 3 дБ

Спотворення: Звичайно 0.5%, max 2%

Точність калібрування рівня звукового тиску: ± 3 дБ

Пульсуючі стимули: 2.5 імпульса в секунду, 50% робочого циклу

Час підвищення / пониження: Звичайно 35 мсек

Частотна модуляція: $\pm 5\%$ при частоті 5 Гц

Розміри: 32 x 16 x 40 см

Маса: 7.5 кг

Корпус: пінопласт

Напряг: 117/234 В змінний струм, можливість переключення

Шуми вузького діапазону і кісткова провідність:

Частота (Гц)	Шуми вузького діапазону (дБ)	Кісткова провідність (дБ)
125	Від -10 до +70	----
250	Від -10 до +90	Від -10 до +45
500	Від -10 до +100	Від -10 до +60
750	Від -10 до +100	Від 10 до +70
1000	Від -10 до +100	Від -10 до +70
1500	Від -10 до +100	Від -10 до +70
2000	Від -10 до +100	Від -10 до +70
3000	Від -10 до +100	Від -10 до +70
4000	Від -10 до +100	Від -10 до +70
6000	Від -10 до +100	Від -10 до +50
8000	Від -10 до +90	----

Калібрування шумів вузького діапазону забезпечує ефективне приглушення.

Затухання рівня приглушення:

Коливання інтенсивності з фіксованим кроком 5 дБ

Калібрування мови при повітряній провідності: 0 дБ для нульової усередненої гучності відповідає 12 дБ рівня звукового тиску

Діапазон сприйняття мови при повітряній провідності:

Від -10 до +100 дБ, в поділках по 5 дБ

Перемикач джерела мови:

Мікрофон, CD або касета

Налаштування посилення мови:

Функція забезпечує врегулювання різниці до 40 дБ в інтенсивності сигналів тестування

Індикатор рівня мови:

Світлодіод, у відповідності з характеристиками S3.6, встановленими Національним Інститутом Стандартизації США (ANSI)

Тип мікрофону:

Електричний конденсатор

Введення даних з касети:

Чутливість: 50 мВ;

Нульова середньоквадратична усереднена гучність

Спотворення: 2% від сумарного значення коефіцієнта нелінійних спотворень

Діапазон шумів для приглушення мови:

Від -10 дБ до 100 дБ

Пристрої введення:

CD / касета, мікрофон для "живої" мови, мікрофон пацієнта, перемикач реакції пацієнта

Пристрої виводу:

Повітря, кістка, вставні навушники, звукові колонки і монітор

ДД2. Вступ**ДД 2.1 Опис обладнання**

Система МА 41 є портативним аудіометром з 1 1 / 2 каналами, що пропонує вибір обстеження за допомогою тонального звукового сигналу, мови і вільного поля (тобто використовуючи звукові колонки).

Обстеження здійснюється за допомогою навушників TDH 39, приймача кісткової провідності У-71, вставних навушників (в якості додаткового устаткування) чи звукових колонок (в якості додаткового обладнання). Сигнали обстеження включають в себе тональний звуковий сигнал, лунає звуковий

сигнал, трель, а також шуми вузького і широкого діапазону. До пристроїв введення відносяться роз'єми для підключення мікрофону і програвача CD / касет; пристрою виводу мають окремі гнізда для TDH 39S, вставних навушників (в якості додаткового обладнання), звукових колонок вільного поля (в якості додаткового обладнання) і кісткової провідності.

МА 41 має наступні частоти повітряної провідності - від 125 Гц до 8000 Гц, з рівнями інтенсивності від -10 дБ до 110 дБ. Діапазон частот при обстеженні з використанням кісткової провідності становить від 250 Гц до 6000 Гц, з рівнями інтенсивності від -10 дБ до 70 дБ. Обстеження звукового поля можливо при використанні внутрішнього підсилювача і звукових колонок, пропонованих в якості додаткового обладнання.

ДДЗ. Передні і задні панелі

Передня панель

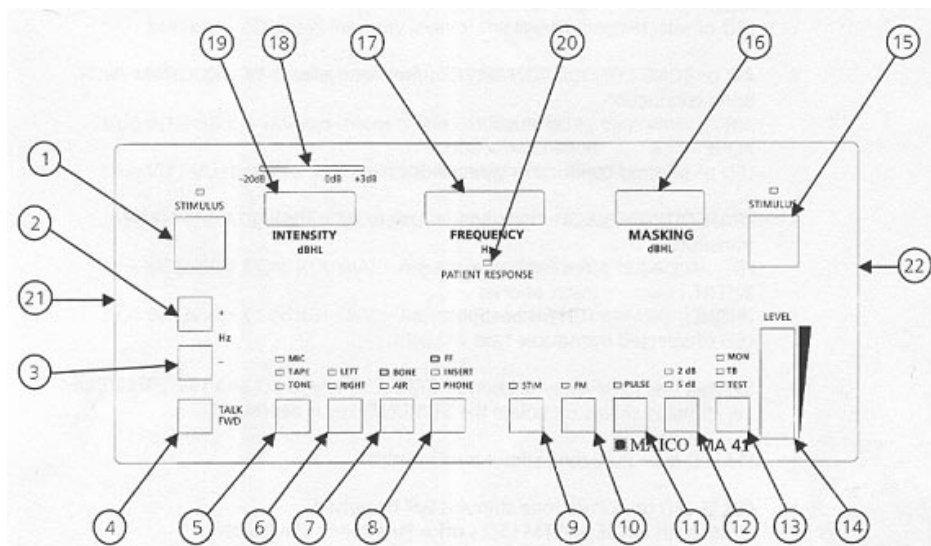


Рис.ДД1

1. STIMULUS - перемикач передачі / переривання стимулу (сигналу).

Палаючий індикатор над перемикачем свідчить про передачу стимулу.

2. + Hz - кнопка збільшення частоти

3. -Hz - кнопка зменшення частоти

4. TALK FWD (Talk Forward - прямий зв'язок) - кнопка прямого зв'язку.

Натисніть і утримуйте для розмови з пацієнтом за допомогою комплекту монітор / мікрофон.

5. Вибір режиму - натисніть і відпустіть для визначення використовуваного сигналу.

- MIC = мікрофон
- TAPE = програвач касет
- TONE = тональний звуковий сигнал

Загориться індикатор обраного сигналу.

6. Вибір каналу (вуха) - натисніть і відпустіть, щоб вибрати правий чи лівий навушник.

- LEFT = лівий навушник
- RIGHT = правий навушник

Загориться індикатор обраного навушника.

7. Вибір повітряної або кісткової провідності - натисніть і відпустіть, щоб вибрати атмосферу чи кісткову провідність.

- AIR = повітряна провідність
- BONE = кісткова провідність

Загориться індикатор обраної провідності.

8. Вибір приймача - натисніть і відпустіть, щоб вибрати відповідний приймач сигналу тестування

- FF = звукові колонки вільного поля
- INSERT = вставні навушники
- PHONE = навушники TDH-39

Загориться індикатор обраного приймача.

9. STIM - натисніть, щоб кнопка STIMULUS діяла в якості кнопки переривання сигналу, тобто сигнал відсутній, поки кнопка STIMULUS натиснута.

10. Палаючий індикатор FM = тональний звуковий сигнал є треллю.

11. Палаючий індикатор PULSE = переривчастий тональний звуковий сигнал

ПРИМІТКА: У тому випадку, коли обидва індикатори FM та PULSE не горять, система передає тільки чистий тональний звуковий сигнал.

12. Вибір величини збільшення - натисніть і відпустіть для визначення величини збільшення сигналу тестування.

- 2 dB = сигнал тестування збільшується на 2 дБ.
- 5 dB = сигнал тестування збільшується на 5 дБ.

13. Функції монітора - ця кнопка використовується з диском налаштування інтенсивності (№ 14) для встановлення рівнів гучності звуку:

- MON = Регулювання гучності монітора.

Для оптимальної настройки гучності звуку, використовуйте диск настройки інтенсивності.

- TB = Регулювання гучності мікрофона зворотного зв'язку.

Для оптимальної настройки гучності звуку, використовуйте диск настройки інтенсивності.

- TEST = Регулювання гучності сигналу тестування.

Для оптимальної настройки гучності звуку, використовуйте диск настройки інтенсивності.

14. LEVEL (рівень) - диск настройки інтенсивності регулює гучність пристроїв введення мови (програвач касет / CD), мікрофона зворотного зв'язку і монітора. Використовується з кнопкою № 13.

15. STIMULUS (стимул) - Перемикач передачі / переривання сигналу приглушення. Палаючий індикатор над перемикачем свідчить про передачу сигналу приглушення.

16. MASKING (приглушення / маскування) - Показує рівень гучності сигналу приглушення.

17. FREQUENCY (частота) - відображає встановлену частоту тестування.

18. INTENSITY (інтенсивність, або гучність) - відображає рівень гучності обраного навушника.

19. VU - вимірювання VU для калібрування сигналів мови.

20. PATIENT RESPONSE (реакція пацієнта) - При натисканні перемикача реакції пацієнта, загорасться.

21. INTENSITY CONTROL DIAL (диск настройки інтенсивності) -

Регулює інтенсивність сигналів тестування.

22. INTENSITY CONTROL DIAL (диск настройки інтенсивності) -

Регулює інтенсивність сигналів приглушення.

ДД 3.2 Задня панель

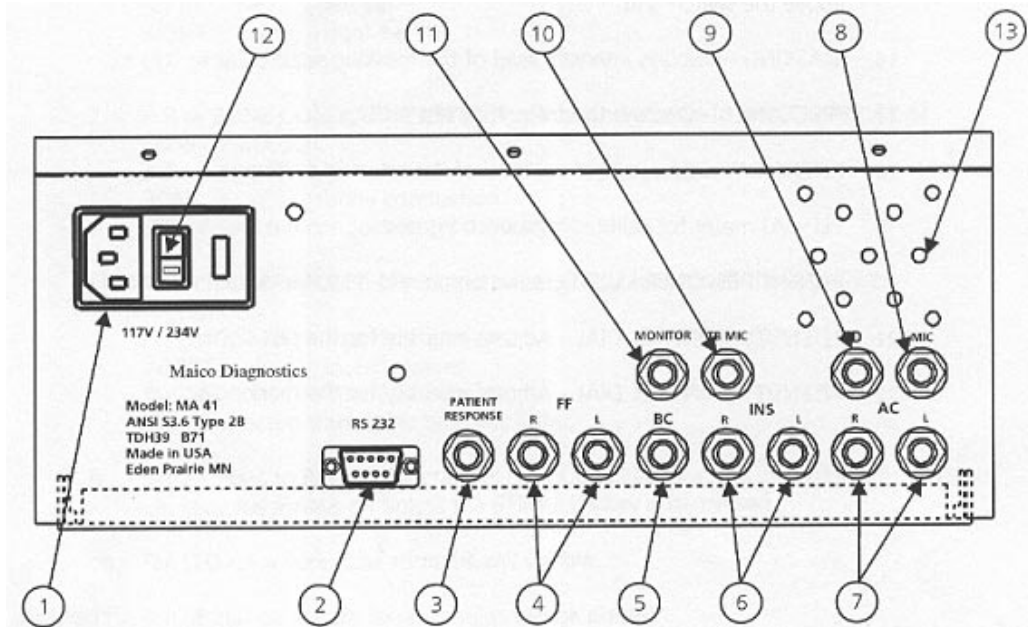


Рис. ДД 1

1. Гніздо змінного струму - роз'єм для підключення до мережі електроживлення .

2. RS 232 - порт для підключення комп'ютера з 9 висновками

3. PATIENT RESPONSE - вступний роз'єм для підключення додаткового перемикача реакції пацієнта

4. FF - праве і ліве вивідні гнізда для додаткових звукових колонок при тестуванні вільного поля

5. BC - вивідний гніздо кісткової провідності

6. INS - праве і ліве вивідні гнізда для додаткових вставних навушників

7. AC - праве і ліве вивідні гнізда для навушників повітряної провідності TDH 39

8. MIC - гнізда для мікрофона комплекту монітор / мікрофон

9. CD - ввідний гніздо для програвача CD / касет

- 10. TB - ввідний гніздо для мікрофона зворотного зв'язку
- 11. MONITOR - ввідний гніздо для монітора комплексу сигналів
- 12. Включити / виключити - перемикач живлення
- 13. Звукова колонка - дозволяє чути мікрофон зворотного зв'язку або введену мову без комплексу монітор / мікрофон.

ДД4. Встановлення

ДД 4.1 Навушники

Розгорніть прилад так, щоб Ви змогли оглянути роз'єми на задній панелі. Вставте червоний (правий) штекер від навушників у правий роз'єм навушників повітряної провідності, позначений R під AC (Air Conduction = Повітряна провідність). Вставте синій (лівий) штекер у лівий роз'єм навушників AC, позначений L.

Вставні навушники встановлюються аналогічним способом. Вставте червоний (правий) штекер шнура від вставних навушників в роз'єм, позначений R, під INS (Insert Phones = Вставні навушники). Синій (лівий) штекер вставлений в роз'єм, позначений L.

ДД4.2 Кістковий провідник

Вставте штекер кісткового провідника в роз'єм, позначений ЗС (Bone Conduction = Кісткова провідність).

ДД 4.3 Включення

Вставте штекер шнура живлення в роз'єм на задній панелі, а вилку - в електричну розетку з трьома виводами (або в розетку, використовувану у Вашій країні).

ДД5. Тональна аудіометрія

ДД 5.1 Тестування повітряної провідності

Повітряна провідність використовується при обстеженні порогу

слухового сприйняття пацієнта. Обстеження зазвичай починають з вуха, яке краще чує.

1. Увімкніть МА 41 і дайте прогрітися протягом 10 хвилин перед початком обстеження. Після включення, аудіометр встановлює такі початкові параметри: у лівому навушнику - повітряна провідність з частотою 1000 Гц і гучністю 30 дБ, у правому - шум, 0 дБ.

2. Коли ви почуєте, або ви подумаєте, що ви почули один з цих звуків, підніміть руку. Опустіть її, коли Ви більше не чуєте сигналу. Слухайте уважно, так як деякі звуки дуже слабкі.

3. Усуньте предмети, які заважають надіти навушники (пасма волосся, сережки, окуляри, шпильки і т. д.). Встановіть навушники таким чином, щоб подушечки містилися безпосередньо на вухах (червона - на правому вусі, синя - на лівому) та джерела на рівні вушних каналів. Дуга навушників повинна бути міцно закріплена, проходити через центр голови та надавати достатній тиск на обидва вуха.

4. Встановіть перемикач провідності в положення AIR (повітряна провідність), а перемикач сигналу в положення TONE (тональний звуковий сигнал). Виберіть переривчастий звуковий сигнал (PULSE) та /або частотну модуляцію (FM) за Вашим бажанням. Встановіть інтенсивність (INTENSITY) і частоту (FREQUENCY) на бажаний рівень.

5. Натисніть STIMULUS для передачі сигналу. Індикатор STIM повинен загорітися. Якщо пацієнт чує звук, він / вона піднімає руку або натискає на перемикач реакції пацієнта, індикатор якого розташований на передній панелі.

Найбільш часто використовується обстеження порогів слуху називається *модифіковане тестування Хьюсон-Вестлейк*.

1. Сигнал частотою 1000 Гц і гучністю 0 дБ слід передавати протягом не менше 1 сек. При відсутності реакції пацієнта, збільшуйте інтенсивність з інтервалом 10 дБ до тих пір, поки пацієнт не відреагує.

2. Збільште звукову потужність ще на 10 дБ для підтвердження. При наявності реакції пацієнта, зменшуйте інтенсивність з кроком 10 дБ до тих пір, поки пацієнт перестане реагувати.

3. Збільшуйте інтенсивність звукового сигналу з інтервалом 5 дБ, поки пацієнт не відреагує. При наявності реакції пацієнта, знижуйте інтенсивність на 10 дБ, поки пацієнт перестане реагувати. Повторно збільште гучність знову з кроком 5 дБ.

4. Повторюйте процедуру до тих пір, коли ви отримаєте 2 з 3 реакцій на одному рівні. Змініть частоту і повторюйте процедуру, поки не отримаєте пороги чутності для частот, які Ви хочете дослідити.

Поріг чутності - це найнижчий рівень гучності, на який реагує пацієнт (2 з 3 підвищуються реакцій на одному рівні).

ДД5.2 Обстеження кісткової провідності

Кісткова провідність - це передача звукових хвиль через череп прямо у внутрішнє вухо. Це обстеження надає корисну інформацію про функціонування внутрішнього вуха, і про нервову втрату слуху. Різниця в порогах при повітряній провідності і кісткової провідності є хорошим індикатором захворювання середнього вуха або пошкодження зовнішнього каналу вуха.

1. Розмістіть приймач кісткової провідності таким чином, щоб плоска, кругла сторона пристрою містилася в області, що знаходиться прямо на краю черепної кістки за вушною раковиною. Інша частина дуги повинна бути поміщена перед іншим вухом.

2. Встановіть перемикач провідності в положення BONE (кісткова провідність), а перемикач сигналу в положення TONE (тональний звуковий сигнал). Проведіть обстеження таким же чином, як і при повітряній провідності (див. розділ 6.1). Фіксуйте результати всіх вимірів.

ДД5.3 Зменшення (маскування)

Щоб переконатися у відсутності переходу звуку (звук передається через кісткову провідність до другого вуха), слід замаскувати інше вухо. Зменшення проводиться за допомогою шумового сигналу в навушнику. Шуми вузького діапазону використовується в тональній аудіометрії. Центральна частота шуму автоматично змінюється відповідно до частоти сигналу тестування.

1. Маскування автоматично застосовується до того вуха, яке не обстежується. Налаштуйте рівень інтенсивності відповідно з необхідним рівнем маскування.

2. Для забезпечення ефективної маскування, шум передається безперервно. Ви можете перервати сигнал приглушення натисканням кнопки STIMULUS, розташованої поруч з дисплеєм приглушення.

3. Застосування маскування при кісткової провідності, слід встановити навушник на вухо, яке не обстежується, таким чином, щоб приймач розташовувався безпосередньо на одному рівні з вушним каналом. Розташуйте головний дугу таким чином, щоб інший навушник розташовувався просто на виличної кістки.

4. При зміні рівня сигналу тестування, встановлюйте відповідний йому рівень інтенсивності маскування.

Лабораторна робота №8

Дослідження биттів

Мета роботи – дослідити суб'єктивне сприйняття биття; практичне дослідження биття.

11.1.Теоретичні відомості

Биттям називають лінійну суму, а саме суперпозицію коливань двох чи більше сигналів, з близькими частотами. Биття виникають при складанні електричних, механічних або акустичних сигналів /наприклад, в двох гвинтових суднах або в двох моторних літаках, коли кількість обертів двигуна відрізняються на малу величину.

Сума двох гармонічних сигналів виду

$$S(t) = A_1 \sin(\omega_1 t) + A_2 \sin(\omega_2 t) \quad (1)$$

може бути перетворена до виду модульованого по амплітуді і фазі сигналу

$$S(t) = A_\Sigma(t) \sin[\omega_0 t + \varphi(t)], \quad (\omega_0 = \frac{\omega_1 + \omega_2}{2}) \quad (2)$$

де $A_\Sigma(t)$ - обвідна сигналу,

$$A_\Sigma(t) = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2 \cdot A_1 A_2 \cos(\Omega t)} \quad (3)$$

і $\varphi(t)$ - його фаза,

$$\varphi(t) = \arctg \left[\frac{A_2 - A_1}{A_2 + A_1} \cdot \tg\left(\frac{\Omega t}{2}\right) \right] \quad (4)$$

повільно змінюються періодичними функціями часу, період яких визначається різницею частот сигналів, що додаються:

$$\Omega = \omega_2 - \omega_1$$

(5)

Вид результуючого коливання при $\Omega \ll \omega_0$ і $A_1 \neq A_2$ показаний на рис.1

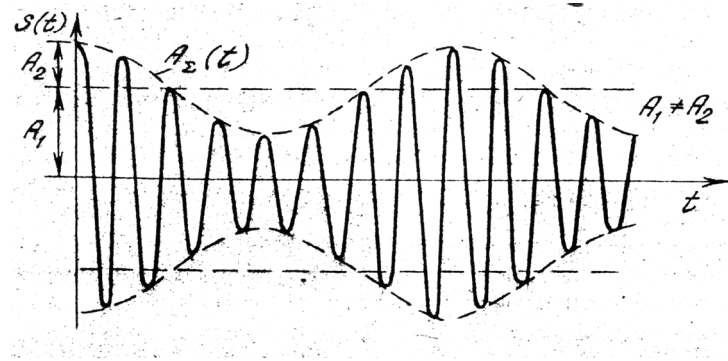


Рис.11.1

Так при $A_1 \ll A_2$ вираз (3) матиме вигляд

$$A_{\Sigma} = A_1 \sqrt{1 + A_2^2 / A_1^2 - (2 A_2 / A_1) \cos((\Omega t))} \approx A_1 (1 + (A_2 / A_1) \cos(\Omega t)) \quad (6)$$

В цих умовах $S(t)$ має форму сигналу, модульованого по амплітуді низькочастотною гармонічною функцією.

При рівних амплітудах сигналів ($A_1 = A_2$)

$$A_{\Sigma} = A_1 \sqrt{2(1 + \cos(\Omega t))} = 2 A_1 \cos(\Omega t / 2) \quad (7)$$

Обвідна має вигляд знакозмінної гармонічної функції. Якщо в загальному випадку сигнал (2) має вигляд модульованого по частоті або фазі (4) коливання, то при рівних амплітудах спостерігається тільки фазова маніпуляція, а саме: періодична зміна фази сигналу стрибків на 180° в момент переходу обвідної (7) через нуль.

При прослуховуванні биттів не вдається знайти періодичні зміни висоти тону, а саме, частотну модуляцію. При додаванні акустичних сигналів з близькими частотами, висота тону яких помітно розрізняється при їх роздільному прослуховуванні, виникає відчуття звучання одного чистого тону з гучністю, що змінюється. Із збільшенням різниці частот частота биттів зростає, при $\frac{\Omega}{2\pi} = 30 \dots 60$ Гц, з'являється неприємне відчуття шорсткості звучання.

В області середніх частот биття можна спостерігати до $\frac{\Omega}{2\pi} = 120 \dots 140$ Гц.

При подальшому збільшенні різниці частот виникає відчуття звучання двох сигналів.

Биття широко використовуються на практиці. По ним, наприклад, можна градуювати шкали генераторів звукових частот. При цьому в якості еталонного сигналу може бути використаним або попередньо від градуйований звуковий генератор, або яке-небудь інше джерело сигналу еталонної частоти, наприклад камертон. Використовуючи явище биття, можна визначити частоту власних коливань різних коливальних систем, якщо ця частота знаходиться у звуковому діапазоні частот.

Використовуючи биття налагоджують музикальні інструменти. Використання биття значно спрощує вирішення ряду задач фізіологічної акустики. Так, завдяки ним можна легко знайти диференціальний поріг сприйняття гучності звуку на різних частотах і при різних рівнях, а також кількісно оцінити нелінійність слухового апарату людини і т. д.

Явище биття широко використовується не тільки при додаванні коливань звукового діапазону частот, але і в діапазоні ультразвукових частот (радіочастот). Частіше воно пов'язано з нелінійною обробкою сигналів, що додаються. Спотворення за допомогою нелінійного елементу (наприклад, детектора) суми двох сигналів виду (1) призводить до появи сигналу, розклад якого в гармонічний ряд (ряд Фур'є) дає частотні компоненти

$$\omega_{m,n} = |m\omega_1 \pm n\omega_2| \quad . \text{ де } m, n = 0, 1, 2, 3, \dots (\text{будь-які цілі числа}).$$

Нелінійна обробка биттів створених високочастотними сигналами, кожен з яких окремо не чути, призводить до появи комбінаційних тонів, найбільш низький з яких $|\omega_1 - \omega_2|$ при відповідних умовах легко виявляється на слух. Принцип виділення відмінного тону за допомогою нелінійної обробки суми двох високочастотних сигналів, покладено в основу генераторів звукової частоти “на биттях”, функціональна схема і осцилограма напруги в різних точках котрі зображені на рис. 2.

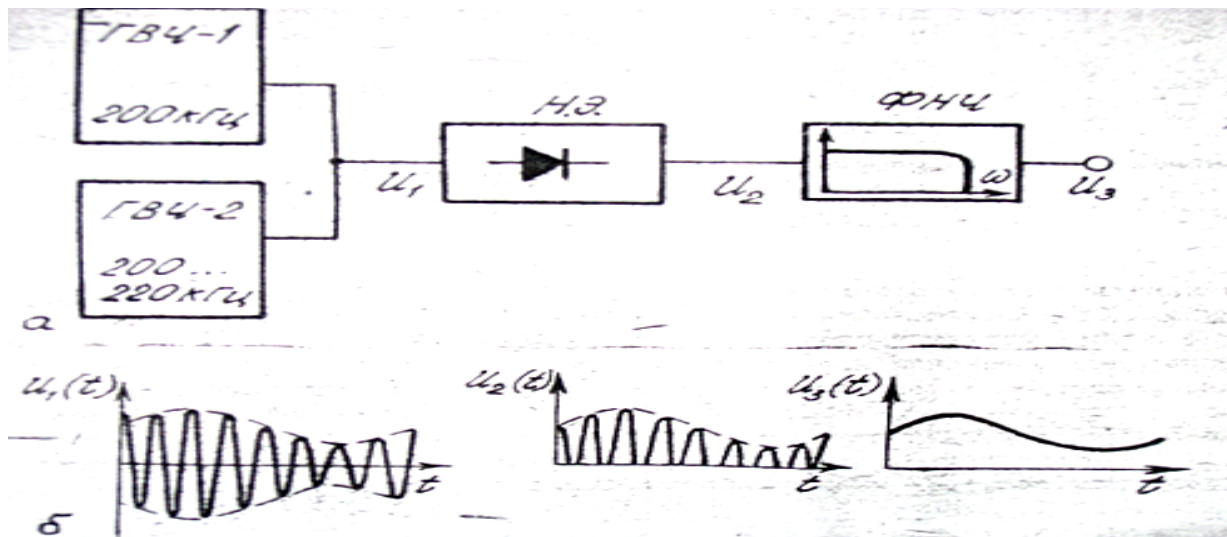


Рис.11.2

11.2. Завдання

1. Зібрати схему (рис. 3) для прослуховування і візуального спостереження биття, що з'являються при додаванні двох сигналів (ключ K).
2. Встановити частоту генератора ЗГ-1 та ЗГ-2 в області низьких частот (хвиля 200 Гц) та приблизно однакову гучність звучання кожного з сигналів. Плавню змінюючи частоту настройки одного з генераторів, впевнитись в тому, що частота биття (частота пульсації гучності результуючого сигналу) визначається абсолютною різницею частот генераторів. При точному співпадинні частот сигналів, биття зникають, гучність результуючого сигналу змінюється дуже повільно.

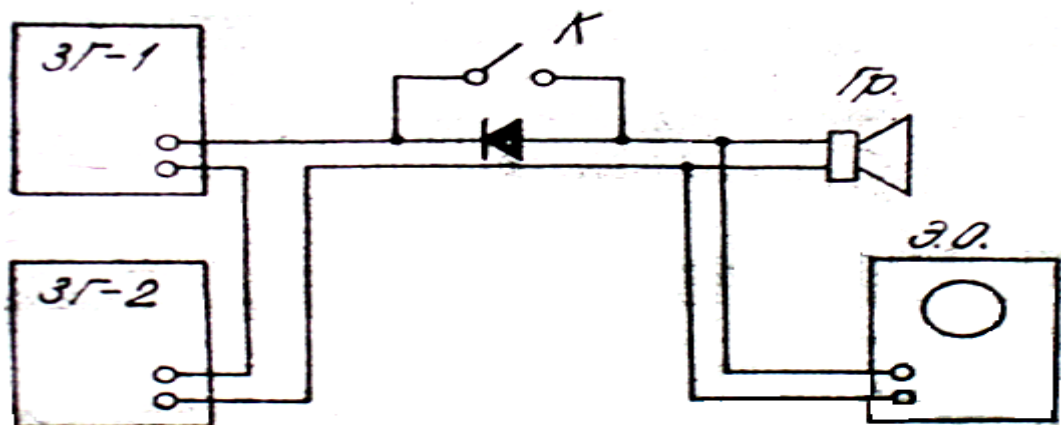


Рис. 11.3

3. Повторити п. 2 на середній (~ 1000 Гц) частоті а також на високих (~ 5000 Гц) частотах.

4. Ввімкнути осцилограф. Змінюючи частоту одного з генераторів (~ 5000 Гц) та положення ручок осцилографа «частота розгортки» та «синхронізація», добитися на екрані стабільного зображення сигналу (див. Рис.1). Замалювати форму сигналу при $A1 \neq A2$ та $A1 = A2$. Звернути увагу на зміну форм огибаючих в цих випадках.

5. В області середніх частот встановити частоти генераторів так, щоб $\Delta f = (f1 - f2) = 10 \dots 20$ Гц.

Для того, щоб більш точно встановити різницю частот діють так. Встановлюють частоту одного з генераторів, наприклад, $f1 = 1000$ Гц (по лімбу). Потім, використовуючи биття, встановлюють $f2 = f1$. Після цього по лімбу зміщують частоту на задане значення Δf .

Поперемінно змінюючи кілька разів гучність кожного з сигналів до нуля, переконатися в тому, що різниця в висоті тону сигналів добре відчутна, а при спільному прослуховуванні сигналів частотної модуляції не чути.

6. Встановити $f1, f2 \approx 20$ кГц та розімкнути ключ К. В цьому вигляді схема (див. рис.3) перетворюється в генератор на биттях (див. рис. 2). Впевнитися в цьому, замикаючи й розмикаючи ключ, а також змінюючи співвідношення рівнів сигналів. Роль фільтру НЧ (див. рис. 2) тут виконує гучномовець з обмеженою смугою відтворення.

7. Оцінити відносну похибку градування шкал генераторів ЗГ-1 та ЗГ-2 на частотах, наведених в таблиці 1.

Таблиця 11.1

$F1$, Гц	100	200	500	1000	2000	4000	6000
$F2$, Гц							
$(f2-f1)/f2$ *100%							

8. Зібрати схему для градуювання генератора ЗГ-2 по гармонічним сигналам генератора ЗГ-1 (рис.4).

9. Спостерігаючи на екрані осцилографа форму підведеної до гучномовця напруги, прослухати та зрівняти звучання нормального та спотвореного сигналів на низьких, середніх та високих частотах.

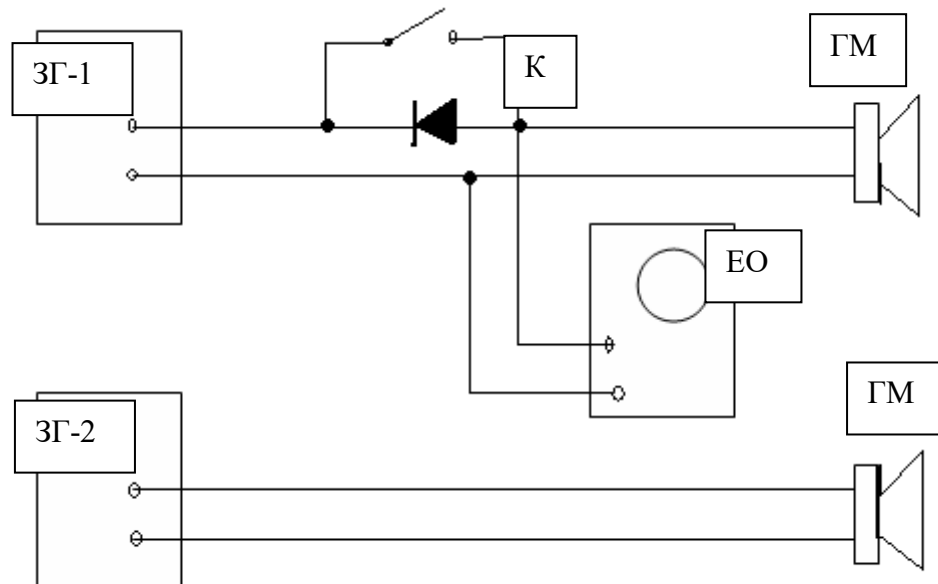


Рис.11.4

10. Встановити частоту ЗГ-1 рівній одній з частот $f = 200, 300$ чи 400 Гц (за вказівкою керівника) й проградувати шкалу генератора ЗГ-2 на гармоніках частоти згідно таблиці 2

Таблиця 11.2

nf_1	f_1	$2f_1$	$3f_1$	$6f_1$	$9f_1$
f_2					

Градування в точках f_1 , $2f_1$ та $3f_1$ проводять без зміни положення лімбу ЗГ-1 настроюванням ЗГ-2 по биттям на гармоніки сигналу частотою f_1 , які з'являються в зв'язку з спотворенням сигналу при детектуванні (ключ K розімкнутий). Коли ЗГ-2 налаштований на частоту $f_2 = 3f_1$, змінюють частоту ЗГ-1 на частоту f_2 (по биттям з сигналом ЗГ-2). Після цього продовжують градування ЗГ-2 по биттям з гармоніками нової частоти сигналу ЗГ-1. Так,

точку $6f_l$ градуюють на другій гармоніці частоти $3f_l$, точку $9f_l$ - на третій гармоніці частоти $3f_l$ і т.д.

Якщо початкове положення лімба ЗГ-1 встановлюється за еталонним сигналом (наприклад, за камертоном), цей експеримент являється по суті методом абсолютного градуювання шкали ЗГ-2.

11. Використовуючи явище биття, по шкалі генератора 2 (ЗГ-1 вимкнута) знайти частоту коливання тіла, що звучить (камертона, циліндра, дзвона і т.д. по вказівці викладача).

Якщо частота коливань тіла відома, то виконання п.1.2.11 перетворюється по суті в оцінку абсолютної похибки градуювання шкали генератора

11.3. Зміст звіту

Найменування і ціль роботи, схеми проведення дослідів, таблиці вимірювань і розрахованих даних, форми сигналів по п.1.2.4, висновки по роботі

11.4.Контрольні запитання

1. Що спільне і в чому відмінність між биттями і амплітудною модуляцією ВЧ сигналу низькочастотним струмом?

2. Який вид має амплітудний спектр випромінюваного гучномовцем в досліді, схема якого показана на рис.1.3, коли ключ замкнений, і коли розімкнений?

Лабораторна робота № 9

Ознайомлення з приладом для вимірювання характеристик телефонів та робота з ним

Мета роботи – Ознайомлення з приладом типу ИЦ-II (штучне вухо); зняти частотні характеристики телефонів; виміряти чуттєвість телефонів

12.1. Теоретичні відомості

Найбільш розповсюдженим видом електроакустичних апаратів є телефон.

Кількість телефонних апаратів велика і з кожним днем вона зростає. Разом з цим безперервно удосконалюються також і електроакустична апаратура, що використовується для оснастки телефонних ліній зв'язку, мікро телефонних гарнітур радіостанцій, диспетчерських апаратів тощо.

При розробці нових зразків телефонів, для контролю якості продукції при виробництві, для порівняння якісних показників різних типів апаратів дуже важливе значення має розробка методики змінення характеристик телефонів, яка дозволяла б:

1. Отримати стабільні характеристики для кожного зразка, що випробовується, тобто виключити вплив випадкових факторів при вимірюванні .
2. Оцінити характеристики телефонів максимально наближено до суб'єктивної оцінки якості.

Для вимірювання таких характеристик слугують апарати, що отримали назву «штучне вухо».

Відмінною рисою роботи телефону порівняно з іншими типами випромінювачем є робота на замкнутий повітряний об'єм, який утворюється між телефоном та полоттю вушної раковини із слуховими каналами. Це створює специфічне додаткове навантаження на коливальну систему телефону і цим змінює його частотні характеристики. Середні характеристики вхідного опора вуха, вимірянні через вихідний отвір телефону показані на рис. 1

(А- активна складова, Б- реактивна).

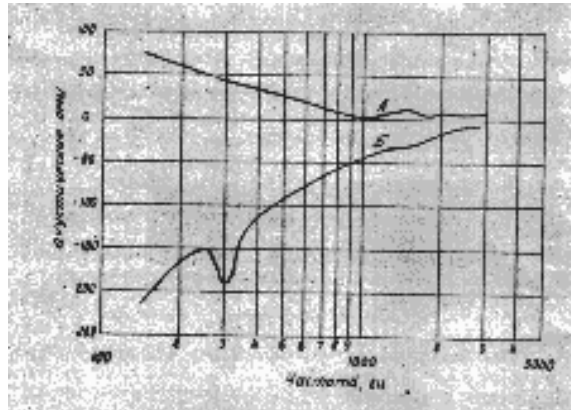


Рис.12.1

Як показують досліди, спільне навантаження на телефон зі сторони вуха залежить також від щільності прилягання телефону та вуха. Остання спричинена очевидно конфігурацією вушної раковини, телефону та величиною притискання телефону до вуха. При нещільному приляганні телефону залишається повітряний канал, що з'єднує об'єм під телефоном з навколишнім середовищем.

Цей канал називають акустичний «витік». Із всього раніше сказаного можна зробити висновок, що ідеальне штучне вухо для телефонних вимірювань повинно задовольняти наступні умови:

1. представляти для дослідного телефону той самий акустичний опір, що і нормальне людське вухо у потрібному діапазоні частот;
2. відображати акустичний «витік» між телефоном та вухом;
3. дозволяти по засобам відповідного мікрофона проводити вимірювання звукового тиску у відповідній точці штучного вуха, причому цей тиск повинен відповідати такому ж у людському вуху у барабанній перетинці у потрібному діапазоні частот.

Перша вдала розробка апарату виду «штучне вухо» була зроблена у лабораторії Белла у 1932 році. Поперечний розріз такого приладу показаний на рис. 2.

Штучне вухо представляє собою камеру, яка по можливості точно відтворює розміри слухового каналу людини, мініатюрний конденсаторний

мікрофон, акустичний фільтр. Цей фільтр наструюється таким чином, щоб забезпечувати досліджуваному телефону те ж акустичне навантаження, що і на справжнє вухо. Верхня частина камери зроблена з м'якої резини. Це дозволяє щільно притиснути телефон до штучного вуха. В цій деталі приладу передбачена акустичний «витік», виготовлена у вигляді короткої трубки з акустичним опором. «Витік» має активно індуктивний характер, імітує вплив щілини між вухом та телефоном у природних умовах.

1. Акустичний «витік»;
2. Модель слухового каналу;
3. Акустичний фільтр;
4. Конденсаторний мікрофон.

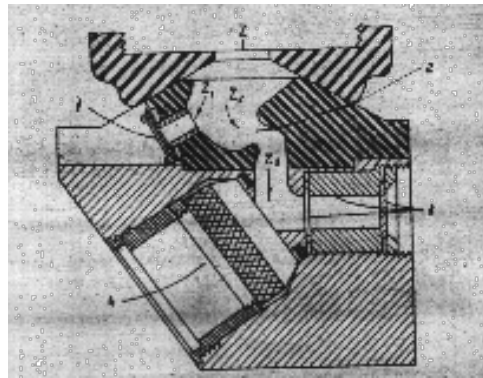


Рис.12.2.

Не дивлячись на те, що прилад видає добрі результати, він не отримав широкого розповсюдження, так як конструкція його і налагодження досить складні. Із-за цього він став неприродним для стандартизації вимірювань.

Крім того, значна різниця між слуховими каналами у різних людей, різні акустичні «витоки» та нестабільність цих параметрів у часі ускладнюють вибір середніх параметрів такого приладу та його відтворення.

Все це привело до появи менш задовільного, але більш простого, надійного та стабільного приладу, який звичайно називається випробувальною камерою, а іноді «штучним вухом» (наприклад, прилад ИУ-II).

12.2. Завдання

1. Скласти схему включення приладів для зняття амплітудної і частотної характеристики підсилювача УПУ-2.
2. Відключив вимірювальну голівку приладу ИУ-11 от УПУ-2 зняти амплітудну характеристику підсилювача на частоті 1000 Гц при максимальному підсиленні.
3. Побудувати графічно амплітудну характеристику підсилювача та визначити діапазони вхідних та вихідних напруги, в межах котрих зв'язок між цими напругами лінійна.
4. Підтримуючи постійний рівень напруги на вході підсилювача (на лінійній ділянці амплітудної характеристики) впевнитися у відсутності частотних викривлень в підсилювачі в діапазоні частот от 50 Гц до 10кГц.
5. Скласти схему включення приладів для вимірювання чутливості в частотної характеристики телефонів.
6. Підключити вимірювальну голівку приладу ИУ-11 до входу підсилювально-живильного пристрою УПУ-2.
7. Ретельно встановлював телефони, приймаючи їх до вхідного отвору штучного вуха за допомогою спеціального вантажу, зняти частотні характеристики 2-х зразків телефонів в діапазоні частот от 50 до 3-5 кГц, помітити при цьому напругу збудження телефону УТ.

Примітка: До того, як записувати показники, прослідкуйте візуально хід частотної характеристики в указаному діапазоні частот, визначити частоти максі сальної чутливості телефонів і встановити такій рівень збудження телефонів, який виключає можливість перенавантаження підсилювача. Врахуйте, що недозбудженість телефону також ні є бажаною, так, як вона приводить до великих погрішностей вимірів у зв'язку з впливом зовнішніх шумів.

8. Побудувати в логарифмічному масштабі частот і напруги частотні характеристики телефонів, забезпечити їх відповідними значеннями чутливості телефонів на частоті 500 гц, розрахованими по формулі:

$$E_T = P / U_T (= U_{\text{вих}} / (\phi_U U_T)),$$

де Р- ефективний тиск, який розвівається телефоном у порожнині вуха та визначається через чутливість приладу «штучне вухо» ϕ_U і вихідна напруга приладу.

U_T – напруга збудження телефону.

9. Прослуховуючи роботу телефону при повному притисненні його до свого вуха і при роботі в відкритий простір визначити значення частоти головного резонансу одного з телефонів. Зробити опит з 2-3 чоловіками. Порівняти отримані результати з результатами експерименту на приладі ИУ-11. Зробити висновки відносно впливу плоскості вуха на роботу телефону.

12.3. Зміст звіту

1. Схеми проведених вимірів (2 шт.)
2. Та бліци проведених вимірів.
3. Розрахунки, які зв'язані з визначенням чутливості телефонів.
4. Графік частотних характеристик телефонів.
5. Графік амплітудної характеристики підсилювача.

12.4. Контрольні запитання

1. Призначення приладу «Штучне вухо».
2. З яких основних вузлів складається прилад ИУ-11, яке їх призначення?
3. Що таке частотна характеристика телефонів? Як вона знімається?

Список літератури

1. Найда С. А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник / С. А. Найда, В. С. Дідковський. - К.: НМЦВО, 2000. - 178с.
2. Дидковский В.С., Найда С.А., Алексеенко А.В. Широкополосные электроакустические тракты медицинских приборов. Монографія (Рекомендовано до друку Вченою Радою НТУУ "КПІ" Протокол №8 від 1 липня 2013 г.). - Кіровоград: Імекс-ЛТД, 2014.- 264 с.
3. Дідковський В.С., Найда С.А., Овсяник В.П. Фізична акустика: Навч. Посібник (Рішення Міністерства освіти і науки України № 1.4/18-Г-1708 від 15.10.2007 р.).-Кіровоград: Імекс-ЛТД, 2009.- 276 с.
4. Дідковський В. С. Электроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі (Розрахунок, проектування, конструювання): Навчальний посібник / В.С.Дідковський В.С., О. Г. Лейко, В. Г. Савін. – Кіровоград: „Імекс – ЛТД”, 2006.-448 с.
5. Гельфанд А. С. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику / Гельфанд А. С.: Пер. с англ./ Под ред. О.К.Федоровой. –М.: Медицина, 1984. –350 с.
6. Акустика: Справ./ Под ред. М. А.Сапожкова. - М.: Радио и связь, 1989. - 336с.
7. Дитяча оториноларингологія: Національний підручник / А.А. Лайко, А.Л. Косаковський, Д.Д. Заболотна та співавтор. / За ред. проф. А.А. Лайка. – К.: Логос, 2013. – 576 с.
8. Лисовский В. А. Слуховые приборы и аппараты / В. А. Лисовский, В. А. Елисеев. - М.: Радио и связь, 1991. – 192с.
9. Патон Б. Є. Тканинозбережна високочастотна електрозварювальна хірургія / Под ред. Б.Є. Патона, О.М. Іванової ((Р.А. Абизов, А. Л. Косаковський, та інші.). – К.: НВП «Видавництво «Наукова думка» НАН України», 2009. – 199 с.

10. [David T. Kemp](#), "Otoacoustic Emissions: Concepts and Origins," [Springer Handbook of Auditory Research](#), V. 30, 2008, pp. 1-38.
http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-0-387-71469-1_1
11. Saikat Samaddar, Swagatam Banerjee, Sanjoy Kumar Ghosh, Subhra Bhattacharya, Diptanshu Mukherjee, Sirshak Dutta, "Universal Neonatal Hearing Screening - a Necessity and not a Choice," *Bengal Journal of Otolaryngology and Head Neck Surgery*, V. 23, No. 1, pp.1-6, April, 2015.
<http://bjohns.in/journal/index.php/bjohns/article/view/38/49>
12. Aithal Sreedevi, Kei Joseph, Driscoll Carlie, Khan Asaduzzaman, Swanston Andrew, "Wideband Absorbance Outcomes in Newborns: A Comparison With High-Frequency Tympanometry, Automated Brainstem Response, and Transient Evoked and Distortion Product Otoacoustic Emissions," *Ear and Hearing* (The Official Journal of American Auditory Society), May 6, 2015.
http://journals.lww.com/ear-hearing/Abstract/publishahead/Wideband_Absorbance_Outcomes_in_Newborns_A.99322.aspx
13. Christopher Bergevin, Elizabeth S. Olson, "External and middle ear sound pressure distribution and acoustic coupling to the tympanic membrane," *The Journal of the Acoustical Society of America*, V. 135, No. 3, 2014, pp. 1294-1312.
<http://dx.doi.org/10.1121/1.4864475>
14. [Douglas H. Keefe](#), "Human middle-ear model with compound eardrum and airway branching in mastoid air cells," *The Journal of the Acoustical Society of America*, V. 137, No. 5, 2015, pp. 2698-2725. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4916592>
15. C. Patrone, "Neonatal hearing screening around the world: 8th Newborn hearing screening (NHS) International conference," *Audio infos*, No. 40, pp. 32-38, 2012.
16. [Bartosz Trzaskowskia](#), [Edyta Pilkaa](#), [W. Wiktor Jedrzejczaka](#), [Henryk Skarzynskia](#), "Criteria for detection of transiently evoked otoacoustic emissions in schoolchildren," [International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology](#), Published Online: June 29, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijporl.2015.06.028>

17. Г.А. Таварткиладзе. Руководство по клинической аудиологии. –М.: Медицина, 2013. -676.
18. Домаркас В. И. Ультразвуковая эхоскопия / В. И. Домаркас, Э.Л.Пилецкас. – Л.: Машиностроение, 1988.- 276 с.
19. Домаркас В. Й. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи / В. Й. Домаркас, Р. И. Кажис. -Вильнюс: Минтис, 1975.– 258с.
20. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: пер. с англ./ Под ред. К. Хилла. – М.: - Мир, 1989.- 568 с.
21. Ультразвук. Маленькая энциклопедия / Под ред. И. П. Голяминой. - М.: Советская энциклопедия, 1979. -400 с.
22. Вахитов Я. Ш. Теоретические основы элетроакустики и электроакустическая аппаратура / Вахитов Я. Ш. - М.: Искусство, 1982. -415с.
23. Шарапов В. М. Пьезоэлектрические датчики / В. М. Шарапов, М.П.Муслиенко, Е. В. Шарапова. - М.: Техносфера, 2006. – 632 с.
24. Баскаков С. И. Лекции по теории цепей / Баскаков С. И. - М.: Изд-во МЭИ, 1991.-224с.
25. Кайно Г. Акустические волны: устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов / Кайно Г.: Пер. с англ. – М.: Мир, 1990 – 656 с.
26. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей / Осипов Л. В.– М.: Видар, 1999.– 256 с.
27. Каневский И. Н. Фокусирование звуковых и ультразвуковых волн/ Каневский И. Н. -М.: Наука, 1977. – 336 с.
28. Неразрушающий контроль: В 5 кн. Кн.2. Акустические методы контроля: Практ.пособие / Под ред. В. В. Сухорукова. - М.: Высш.шк., 1991. - 283 с.
29. Ультразвуковые преобразователи: Пер. с англ./ Под ред. Е. Кикучи. -М.: Мир, 1972.-424 с.